

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Interaktivní aplikace ovládaná pohybem očí**  
**Interactive Application Controlled by Movement of Eyes**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Bára Janošcová**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Interaktivní aplikace ovládaná pohybem očí**  
**Interactive Application Controlled by Movement of Eyes**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor principů elektrookulografie.
2. Rešerše dané problematiky.
3. Návrh měřicího řetězce.
4. Tvorba interaktivní aplikace.
5. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Grada, 2014, 96 s., xi s. obr. příl. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [2] ELIŠKOVÁ, Miloslava a Ondřej NAŇKA. *Přehled anatomie*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2006, 309 s. ISBN 978-8024612164.
- [3] LARSEN, Ronald W. *LabVIEW for engineers*. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2011, xi, 391 s. ISBN 978-0-13-609429-6.
- [4] PRUTCHI, David a Michael NORRIS. *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices*. Hoboken: Wiley-Interscience, c2005, xv, 461 s. ISBN 978-0-471-67623-2.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: 01.09.2015

Datum odevzdání: 29.04.2016

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



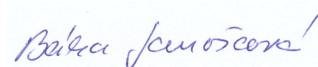
prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.*

*Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.*

*Datum: 26.4.2016*



*Bára Janošková*

## **Poděkování**

*Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Lukáši Peterovi za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této práce.*



## **Abstrakt**

Cílem této práce je vytvoření interaktivní aplikace s využitím očních pohybů pro její ovládání. Pro realizaci byla použita metoda elektrookulografie, která využívá elektrických potenciálů očí. Sestrojený elektrookulograf, jehož základním prvkem je přístrojový zesilovač, tvoří výchozí, hardwarovou část práce. Vlastní prací je pak algoritmus vytvořený v programovacím prostředí LabVIEW představující hru „SNAKE“, jenž vyhodnocuje směry pohybu očí. Hra je prezentována grafickým uživatelským rozhraním, které obsahuje herní pole, indikátory pro určení směru pohybu hada a také grafy pro znázornění průběhu snímaného signálu. Propojením softwarové a hardwarové části, které je zajištěno pomocí zařízení NI ELVIS II, došlo k vytvoření funkční interaktivní aplikace s ovládáním prostřednictvím očních pohybů.

## **Klíčová slova**

Elektrookulografie, EOG, interaktivní aplikace, LabVIEW, hra

## **Abstract**

This thesis objective was to create an interactive application controlled by the eye movement. The application was developed using the Electro-oculography method which is exploiting the electrical potentials of the eyes. The initial hardware part of the work is an assembled Electrooculograph with its main component being a device amplifier. The authentic work is an algorithm created in the LabVIEW programming environment designing a game called “SNAKE” which analyses the eye motion. The game is introduced in a graphic user interface which includes the game environment, movement indicators to determine the snake directions, and graphs to show the recorded signals. A functional interactive application controlled via the eye movement was created by combining the software and the hardware parts using the NI ELVIS II device.

## **Keywords**

Electrooculography, EOG, interactive application, LabVIEW, game

# Obsah

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....	7
SEZNAM ILUSTRACÍ .....	8
SEZNAM TABULEK .....	8
<b>1 ÚVOD .....</b>	<b>9</b>
<b>2 ANATOMIE A FYZIOLOGIE OČÍ A OKOHYBNÝCH SVALŮ .....</b>	<b>10</b>
2.1 ROHOVKA .....	10
2.2 SÍTNICE .....	10
2.3 OKOHYBNÉ SVALY .....	10
2.4 SMĚRY OČNÍCH POHYBŮ .....	11
2.5 TYPY OČNÍCH POHYBŮ .....	11
2.5.1 Fixační pohyby očí .....	12
2.5.2 Velké pohyby očí .....	12
<b>3 ELEKTROFYZIOLOGIE ROHOVKY A SÍTNICE .....</b>	<b>13</b>
3.1 VZNIK ROHOVKOVÉHO ELEKTRICKÉHO POTENCIÁLU .....	13
3.2 VZNIK SÍTNICOVÉHO ELEKTRICKÉHO POTENCIÁLU .....	13
<b>4 ELEKTROOKULOGRAFIE .....</b>	<b>14</b>
4.1 PRINCIP KONTAKTNÍ METODY ELEKTROOKULOGRAFIE .....	14
4.2 SNÍMÁNÍ BIOELEKTRICKÉHO SIGNÁLU .....	15
4.3 POPIS ELEKTROOKULOGRAFICKÉHO SIGNÁLU .....	15
4.4 DETEKCE PARAMETRŮ .....	16
4.5 ZPRACOVÁNÍ ELEKTROOKULOGRAFICKÉHO SIGNÁLU .....	16
<b>5 REŠERŠE .....</b>	<b>17</b>
5.1 VÝCHODISKA REŠERŠE .....	17
5.2 PŘEDPOKLÁDANÉ VÝSLEDKY REŠERŠE .....	17
5.3 ZHODNOCENÍ PŘÍNOSU REŠERŠE .....	26
<b>6 ŘEŠENÍ ANALOGOVÉ ČÁSTI PRÁCE .....</b>	<b>27</b>
6.1 PŘEDZESILOVAČ .....	27
6.2 PŘÍSTROJOVÝ ZESILOVAČ .....	28
6.3 AKTIVNÍ ZEM .....	29
6.4 AKTIVNÍ FILTR TYPU DOLNÍ PROPUST .....	30
6.5 NAPÁJENÍ ZAŘÍZENÍ A REGULACE NAPĚTÍ .....	30
6.6 ZHOTOVENÍ ELEKTROOKULOGRAFU .....	31
<b>7 DIGITÁLNÍ PŘEDZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU .....</b>	<b>33</b>
7.1 STRUKTURA PROJEKTU .....	33
7.2 KALIBRACE .....	34
7.3 OVLÁDÁNÍ HRY SNAKE .....	36
7.3.1 Algoritmus pro vyhodnocení signálu .....	37
7.3.1.1 Nastavení měřicí karty .....	37
7.3.1.2 Měření signálu .....	37
7.3.2 Filtrace a detekce peaks a valleys .....	38
7.3.3 Určení změny směru .....	39
<b>8 HRA SNAKE .....</b>	<b>41</b>
8.1 HLAVNÍ PROMĚNNÉ PROGRAMU .....	41
8.2 REALIZACE POHYBU HADA .....	42
8.3 PRÁCE S BODY VE HŘE .....	43
8.4 INSTRUKCE KE HŘE .....	44
<b>9 ZÁVĚR .....</b>	<b>45</b>
<b>10 POUŽITÁ LITERATURA .....</b>	<b>46</b>
10.1 POUŽITÉ ZDROJE ČLÁNKŮ .....	48
<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>49</b>

## **Seznam použitých symbolů a zkratek**

DPS	Deska plošných spojů
EOG	Elektrookulografie
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
VI	Virtuální instrument

## Seznam ilustrací

<b>Obr. 1</b> Model oka s vyznačenou sítnicí, rohovkou a čočkou. ....	10
<b>Obr. 2</b> Pravé oko a okohybné svaly zapojované při různých směrech pohybu oka. ....	11
<b>Obr. 3</b> Znázornění Fickovy osy, centrum rotace a Listingova rovina. ....	11
<b>Obr. 4</b> Znázornění výsledného EOG signálu snímaného z kladného (A) a záporného (B) pólu oka. ...	14
<b>Obr. 5</b> Standardní umístění elektrod pro snímání elektrookulografického signálu. ....	15
<b>Obr. 6</b> Různé druhy očních pohybů vyvolané použitím 3D displeje. Horizontální sádky na bližším a vzdálenějším půlkruhu, čistá konvergence nebo divergence podél střední roviny a kombinované konvergentní nebo divergentní pohyby. ....	17
<b>Obr. 7</b> Oční a hlavový tracker. ....	18
<b>Obr. 8</b> Zaznamenávání horizontálního při pohledu doprava a doleva. ....	21
<b>Obr. 9</b> Virtuální klávesnice. ....	22
<b>Obr. 10</b> Lokalizace elektrod a měřicí řetězec. ....	24
<b>Obr. 11</b> Blokové schéma EOG. ....	27
<b>Obr. 12</b> Zapojení napěťového sledovače. ....	28
<b>Obr. 13</b> Zapojení přístrojového zesilovače, filtru DP a děliče napětí. ....	29
<b>Obr. 14</b> Zapojení aktivní země. ....	29
<b>Obr. 15</b> Aktivní filtr typu dolní propust. ....	30
<b>Obr. 16</b> Indikátor stavu baterie. ....	31
<b>Obr. 17</b> Stabilizátor napětí. ....	31
<b>Obr. 18</b> Výsledné provedení elektrookulografu. ....	32
<b>Obr. 19</b> Struktura projektu SNAKE. ....	34
<b>Obr. 20</b> Algoritmus kalibrace. ....	35
<b>Obr. 21</b> Program obsahující paralelní smyčky kalibrace. ....	35
<b>Obr. 22</b> Kód pro vložení hodnot do konfiguračního souboru. ....	36
<b>Obr. 23</b> Čelní panel aplikace. ....	36
<b>Obr. 24</b> Algoritmus pro vyhodnocení signálu. ....	37
<b>Obr. 25</b> Nastavení měřicí karty. ....	37
<b>Obr. 26</b> Blokový diagram pro vynulování pole hodnot. ....	38
<b>Obr. 27</b> Filtrace signálu a detekce peaks a valleys. ....	38
<b>Obr. 28</b> Příklad naměřeného signálu spolu s určením špiček a výsledné pole v programu. ....	39
<b>Obr. 29</b> kód SNAKE.vi. ....	41
<b>Obr. 30</b> Blokový diagram hry SNAKE. ....	41
<b>Obr. 31</b> Kód pro pohyb hada směrem dolů. ....	42
<b>Obr. 32</b> Otocení_hada.vi. ....	43
<b>Obr. 33</b> Blokový diagram SubVI Jezeni_jidla.vi. ....	43
<b>Obr. 34</b> Sekce pro vykreslení bodu do pole. ....	44

## Seznam tabulek

<b>Tab. 1</b> Vyhodnocení rozpoznání jednotlivých symbolů. ....	25
<b>Tab. 2</b> Rozhodovací tabulka změny směru. ....	40
<b>Tab. 3</b> Proměnné programu. ....	42

# 1 Úvod

V současnosti existuje mnoho interaktivních aplikací, které umožňují uživateli přímý kontakt, ovládání a kontrolu funkcí různých přístrojů a zařízení. Pomocí těchto aplikací je možné zprostředkovat aktivní účast na řízení technologií převážně v osobním prostředí.

Jednou z těchto metod, která dovoluje uživateli ovládání přístrojů netradičním způsobem je i elektrookulografie, která využívá elektrické potenciály snímané z očí, takže je možné aplikaci ovládat prostřednictvím očních pohybů. Původní funkcí metody bylo snímání elektrookulografického signálu při různých vyšetřeních zrakového orgánu. Nyní se již tato metoda při diagnostice využívá jen zřídka, zato vytváří perspektivní možnost detekce pohybu očí pro již zmíněné ovládání různých programů a přístrojů. Vývoj metody je vhodný především pro zkvalitnění a zpříjemnění života handicapovaných osob, pro osoby s potřebou procvičování očí, a v případě interaktivní hry, se jedná i o volnočasovou aktivitu.

Cílem této bakalářské práce byla tvorba biozesilovače pro analogové předzpracování elektrookulografického signálu, který byl následně využit ve vytvořené softwarové aplikaci. Uživateli je umožněno ovládání aplikace právě snímanými očními pohyby. Pro správné porozumění problematice detekce očních pohybů byla zpracována rešerše, díky které jsem se seznámila s aktuálním vývojem a různými typy zařízení využívanými v této oblasti.

Teoretická část je věnována popisu zrakového aparátu člověka s konkrétním zaměřením na sítnici, rohovku a okohybné svaly. V této části je rovněž objasněný princip elektrookulografie a je popsána charakteristika získaného signálu.

Praktická část bakalářské práce, tvořena dvěma samostatnými oddíly, které se v konečné fázi zpracování spojí v ucelenou interaktivní aplikaci. Hardwarová část se zabývá zapojením elektrookulografu, jeho testováním a následně i jeho realizací. Stěžejní bod bakalářské práce tvoří softwarová část. V tomto oddílu je popisovaná tvorba samotné aplikace a použití výpočetních algoritmů. Práce je realizována pomocí grafického vývojového prostředí LabVIEW společnosti National Instruments.

## 2 Anatomie a fyziologie očí a okohybných svalů

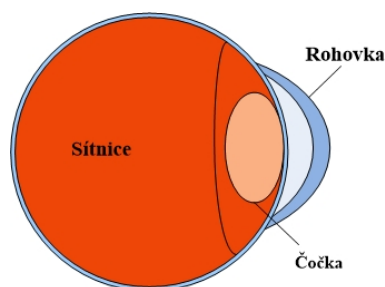
Pro realizaci praktické části bakalářské práce byla zvolena metoda elektrookulografie využívající elektrických potenciálů očí, které jsou generovány mezi rohovkou a sítnicí. Kapitola, konkrétně věnovaná popisu stavby rohovky a sítnice spolu s jejich funkcí, je také zaměřena na okohybné svaly, které umožňují pohyb zrakového ústrojí.

### 2.1 Rohovka

Rohovka - Cornea (Obr. 1) tvoří přední šestinou oční koule a představuje jak mechanickou, tak i chemicky nepropustnou bariéru mezi vnějším a vnitřním prostředím. Na mohutnosti rohovky částečně závisí kvalita vidění. Tato část oka složená z pěti vrstev je bezcévnatá, průhledná a bohatě inervovaná. Horní hladkou vrstvu tvoří dlaždicovitý epitel, druhou vrstvu tuhá Bowmannova membrána, za kterou se nachází vlastní tkáň rohovky tzv. stroma-třetí vrstva. Čtvrtá vrstva tvoří spodní pevnou mez rohovky a je pokryta endotelem, který je poslední vrstvou této části oka. [1]

### 2.2 Sítnice

Sítnice - Retina (Obr. 1) je nejvnitřnější vrstvou očního bulbu a vzniká odštěpením mozkového základu. V optické části retiny je rozlišováno deset vrstev tkáně. Podráždění tyčinek a čípků, které jsou ve vrstvě nerovnoměrně rozloženy, vyvolá řetězec akcí a reakcí a nastává proces vidění (vznik obrazu pozorovaných předmětů). [1]



*Obr. 1 Model oka s vyznačenou sítnicí, rohovkou a čočkou.*

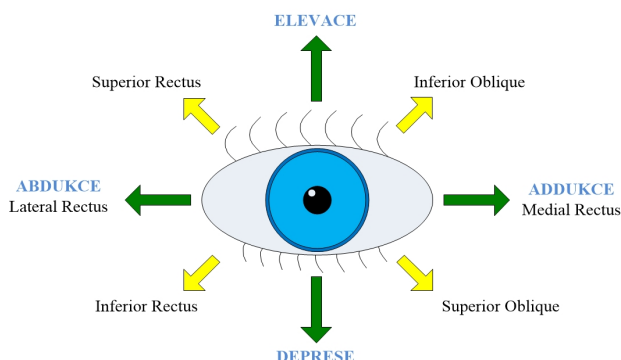
### 2.3 Okohybné svaly

Pohyby zrakového ústrojí zajišťuje celkem dvanáct okohybných svalů (jednomu oku náleží právě polovina). Svaly oka jsou rozděleny na dva páry přímých - m. Rectus bulbi superior a m. Rectus bulbi inferior zajišťující pohyby očí ve vertikální rovině, m. Rectus bulbi medialis a m. Rectus bulbi lateralis, které zajišťují pohyb očí v horizontální rovině a na jeden pár svalů šikmých - m. obliquus superior a m. Obliquus inferior umožňující rotaci oka. Okohybné svaly přímé začínají v hrotu očníce a upínají se na bulbu. Samotné úpony těchto svalů tvoří Tillauxovu spirálu. Horní sval šikmý směřuje rovněž od hrotu očníce, ale míří k nosní kůstce, kde u tzv. kladky přechází ve šlachy. Dolní šikmý sval jako jediný začíná samostatně na mediální, dolní části orbity a je upnutý na dolním zevním kvadrantu oka za ekvátorem<sup>1</sup>. [2][3]

<sup>1</sup> Ekvátor-pomyslná linie na největším obvodu oka, jejíž rovina prochází středem oka a dělí je na přední a zadní polovinu

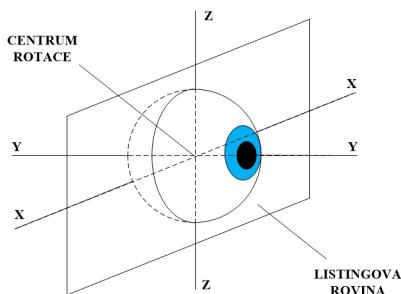
## 2.4 Směry očních pohybů

Pohyby očí jsou vykonávány podél Fickových os, což jsou tři pomyslné osy rotace oka. Podél vodorovné osy je vykonáván pohyb nahoru (elevace) a pohyb dolů (deprese). Kolem osy svislé se oko pohybuje směrem od těla (abdukce) a směrem k tělu (addukce), viz Obr. 2. Oko je také možno vychýlit překlopením dovnitř (intorze) a překlopení směrem ven (extorze). [4]



**Obr. 2** Pravé oko a okohybné svaly zapojované při různých směrech pohybu oka.

Pomyslná vertikální rovina hlavy vymezená osou X a Z je pojmenovaná podle svého autora, matematika Johana Benedikta Listinga. Listingova rovina je vedena středem rotace obou očí a je při primárním postavení oka (hlava je zpříma a směr očních bulbů je přímo vpřed) kolmá na osu vidění. Podle J. B. Listinga je rotace oka ve všech osách, které protínají právě centrum rotace, vedena kolem centrálního bodu. Listingova rovina a Fickovy osy jsou zobrazeny na Obr. 3. [5]



**Obr. 3** Znázorněné Fickovy osy, centrum rotace a Listingova rovina.

## 2.5 Typy očních pohybů

Pohyby zrakového aparátu jsou rozděleny do několika kategorií. Rozeznávání těchto pohybů je závislé na pozorovaném objektu, kdy je nutné rozlišit, zdali pozorovaný předmět zůstává v klidu nebo se pohybuje, a v tom případě jakou rychlostí.

Na základě výše uvedených podmínek je možné pohyby očí začlenit mezi pohyby konjugované<sup>2</sup> a diskonjugované<sup>3</sup>. U skupiny konjugovaných pohybů se oči pohybují stejným směrem s objektem a jsou dále děleny na pohyby fixační, sakadické, plynule sledovací a pohyby vestibulárně - optokinetické. Jestliže se oči hýbou v opačném směru, řadíme pohyby do skupiny diskonjugovaných pohybů. [6]

<sup>2</sup> Konjugované pohyby - pohyby očí stejným směrem

<sup>3</sup> Diskonjugované pohyby - pohyb očí v protisměru



### 2.5.1 Fixační pohyby očí

Fixační pohyby, na rozdíl od velkých očních pohybů, nemohou být ovládány vůlí. Tyto nepatrné pohyby jsou vykonávány při sledování pevného (nehybného) bodu a rozlišují se podle jejich frekvence a maximální výchylky.

Tremor, neboli třes, je nejrychlejší fixační pohyb. Frekvence těchto pohybů dosahují až 100 Hz a jejich maximální výchylka se pohybuje v jednotkách až desítkách úhlových sekund. Tyto pohyby očí nejsou synchronizované (nejsou ve vzájemné korelaci) a jejich význam není objasněn.

Do skupiny fixačních pohybů jsou také zařazeny mikrosakády. Frekvence mikrosakád se pohybuje v rozmezí 1 až 2 pohyby za sekundu. Ve srovnání s třesem očí jsou tyto pohyby pomalejší, zato jsou však vyznačeny vyšší amplitudou, která se pohybuje v úhlových minutách. Pomocí mikrosakád se oko dostává zpět do své výchozí pozice.

Nejpomalejším pohybem této skupiny je unášivý pohyb očí, tzv. drift. Jedná se o pohyb nesynchronizovaný a jeho frekvence se pohybuje v nízkých hodnotách, přibližně do 0,5 Hz. Drift, stejně jako mikrosakády dosahuje amplitud v rozsahu několika úhlových minut. [6][7]

### 2.5.2 Velké pohyby očí

Velké pohyby očí se od fixačních pohybů liší maximální výchylkou, která dosahuje vyšších hodnot. Tyto konjugované pohyby jsou členěny na sakády, sledovací pohyby, disjunktní pohyby a mnohé další.

Nejrychlejší z očních pohybů jsou volní oční pohyby nazývané sakády. Sakadické pohyby dosahují rychlosti až 700 °/s a platí, že čím jsou rychlejší, tím je vyšší jejich maximální výchylka. Funkcí sakád je zaznamenání pohybu v zorném poli a zachycení větších změn fixačních os očí. Během počáteční fáze sakadického pohybu dochází k vyhodnocování polohy objektu a ke sestrojení trajektorie dráhy. Celý tento proces trvá přibližně 150 ms. Během sakadického pohybu nemůže dojít ke změně jeho průběhu, pohyby očí jsou tzv. naprogramované.

Pro pozorování předmětu s konstantní rychlostí v rozmezí 20 - 30 °/s jsou používány plynulé sledovací pohyby. Pokud se pozorovaný objekt pohybuje nerovnoměrně, dochází ke snížení plynulosti sledovacího pohybu a přechází v sakády. V porovnání se sakádami mají plynulé sledovací pohyby kratší latenci<sup>4</sup>, která činí přibližně 125 ms.

Diskonjugované pohyby patří k pomalým očním pohybům (zhruba 800 ms) a jsou rozlišovány na konvergenční<sup>5</sup> a divergenční<sup>6</sup>. Tyto pohyby vznikají změnou polohy fixačního bodu v předozadní ose oka a jejich latence dosahuje hodnot až 160 ms. Na rozdíl od sakád nejsou konvergence a divergence tzv. naprogramovány, a proto se jejich průběh může měnit i během stávajícího pohybu. Diskonjugované pohyby jsou využívány při sledování přibližování a oddalování pozorovaného objektu. [7]

<sup>4</sup> Latence - interval mezi podnětem a začátkem akce.

<sup>5</sup> Konvergence – sbíhavost očí

<sup>6</sup> Divergence – rozbíhavost očí

### 3 Elektrofyzologie rohovky a sítnice

Tato kapitola je věnována vzniku elektrických potenciálů zrakového ústrojí, pomoci kterých je možné zaznamenat pohyby očí spolu s parametry naměřeného signálu.

#### 3.1 Vznik rohovkového elektrického potenciálu

V předcházející kapitole již bylo zmíněno, že se rohovka skládá z pěti vrstev. Mezi vrchním epitelem a spodní vrstvou tvořenou endotelem vzniká difference napětí. Tento elektrický potenciál nabývá hodnot vždy větších než nula, a proto se rohovka chová jako kladný pól. [1][8]

#### 3.2 Vznik sítnicového elektrického potenciálu.

Vznik elektrického potenciálu sítnice je mnohem složitější než vznik difference napětí rohovky. Zdrojem tohoto napětí je pigmentový epitel sítnice a Bruchova membrána nacházející se v cévnatce (choroidea).

Při podráždění tyčinek a čípků, které se zanořují do pigmentové vrstvy sítnice, dochází ke změnám propustnosti plazmatické membrány pro sodíkové a draslíkové ionty – otevírání a zavírání iontových kanálů. Tyto elektrochemické změny napětí mezi koncentracemi a náboji iontů vyvolávají v gangliových buňkách, které jsou přes horizontální a bipolární buňky spojeny s fotoreceptory, negativní klidový potenciál. Jelikož tento elektrický potenciál nabývá pouze záporných hodnot, sítnice se chová jako záporný pól.

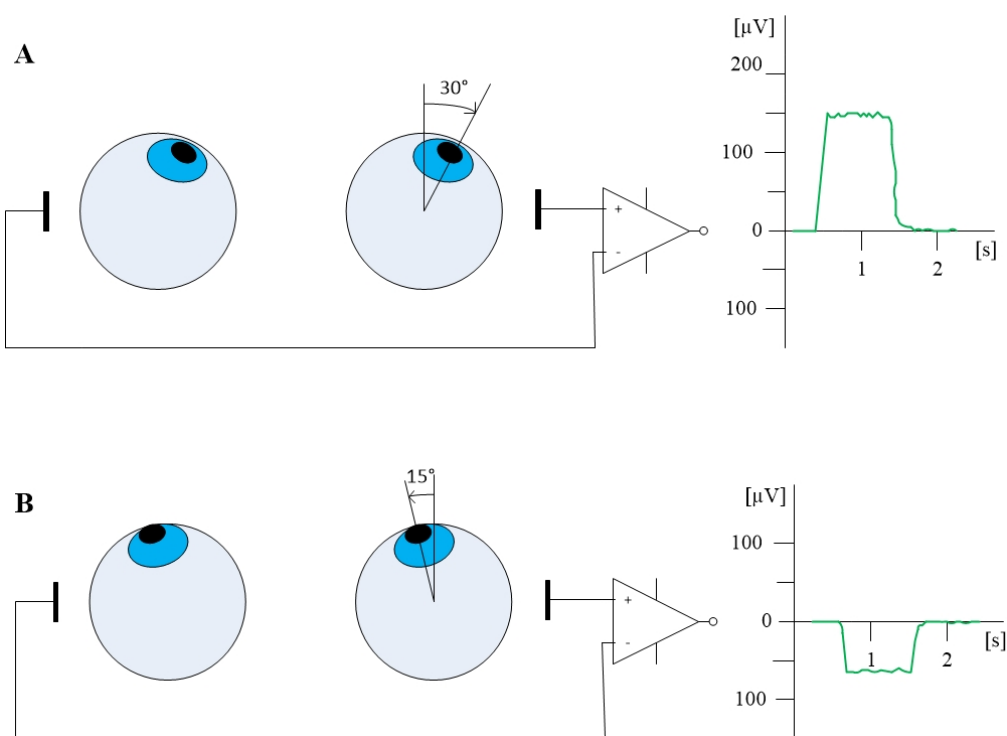
Vznik elektrického potenciálu je ovlivněn spolu s rovnováhou mezi nitrooční tekutinou a krví také účinkem světla na fotoreceptorové buňky. Po absorbování světla tyčinkami a čípkami nastává změna tvaru proteinu, který je součástí pigmentu sítnice. Tato změna podněcuje vznik biochemické kaskády, která vede ke změně klidového membránového potenciálu smyslových buněk a tak ovlivňuje samotný elektrický potenciál sítnice. [9][10][11]

## 4 Elektrookulografie

Pro měření a záznam biologických signálů, které jsou vysílány zrakovým ústrojím, je používána neinvazivní metoda zvaná elektrookulografie. Tato technika již nepatří ke standardním vyšetřovacím metodám a je považována za zastaralou. Přesto však nachází své uplatnění například v oftalmologii, neurologii nebo pro detekci spánkové fáze REM (Rapid Eye Movements). Společně s metodou sledující elektrickou aktivitu svalů (elektromyografie) a elektrickou aktivitu mozku (elektroencefalografie) může být EOG využita pro sestavení různých elektronických prostředků, které pomáhají např. handicapovaným lidem ovládat invalidní vozík nebo kurzor na monitoru počítače. Metoda může být využita i samostatně v různých aplikacích podobných aplikaci vytvořené v této bakalářské práci. Pomocí EOG lze zaregistrovat pohyb očí s citlivostí dvou úhlových stupňů ve všech směrech. [12]

### 4.1 Princip kontaktní metody elektrookulografie

Jak již bylo zmíněno ve třetí kapitole, rohovka představuje kladný pól a sítnice záporný pól. Tyto dvě části vytváří elektrický dipól, v jehož prostoru vzniká (rozdílový) potenciál. Vzniklým napětím se kolem očního bulbu vytváří elektrické pole, jehož orientace se mění spolu s pohybem oka a intenzitou okolního světla. Princip EOG je znázorněn na Obr. 4.

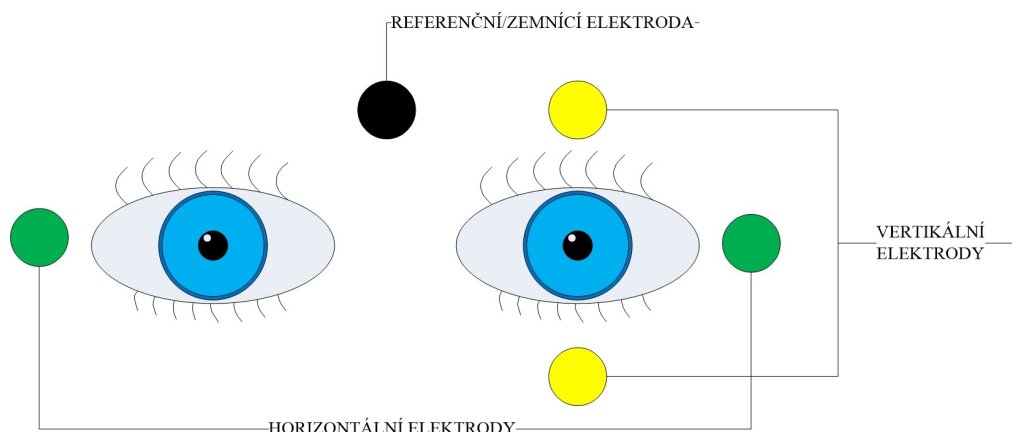


**Obr. 4** Znázornění výsledného EOG signálu snímaného z kladného (A) a záporného (B) pólu oka.

Tato elektrická aktivita očí může být snímána pomocí povrchových elektrod a to i ve tmě nebo se zavřenýma očima. Výsledný záznam elektrické aktivity očí se nazývá elektrookulogram. [13]

## 4.2 Snímání bioelektrického signálu

Pro záznam a měření EOG signálu je výhodné použití stříbrochloridových elektrod (Ag/AgCl). Elektrody musí být rozmístěny tak, aby bylo možné měřit jak horizontální, tak i vertikální složku signálu. Elektrody musí být umístěny na očištěnou pokožku a při použití suchých elektrod by se měl na pokožku aplikovat vodivý gel nebo pasta pro lepší šíření signálu. Pro horizontální složku jsou používány dvě elektrody umístěné na levém a spánku ga pro záznam vertikální složky signálu je druhý pár elektrod umístěn nad a pod oko. Standardní umístění elektrod je zobrazeno na Obr. 5. Impedance mezi každým párem elektrod by neměla přesáhnout 5 k $\Omega$ . [14]



**Obr. 5** Standardní umístění elektrod pro snímání elektrookulografického signálu.

Unipolární snímání EOG signálu využívá referenční elektrodu, která je umístěna na některé z méně elektricky aktivních oblastí, jako je střed čela, ušní lalůček nebo krk. Při bipolárním zapojení se signál získává ze dvou diferentních elektrod umístěných v elektricky aktivních místech. [15]

Napětí na elektrodách je podmíněno především natočením očního bulbu. Jestliže se subjekt dívá přímo dopředu, tak se nachází oko v centru obou elektrod a velikost výsledného signálu je rovná nule. Při pohledu očí do stran se výsledná velikost signálu mění. V případě natočení oka směrem ke kladné elektrodě bude signál nabývat kladných hodnot, avšak naopak tomu bude při pohybu oka k záporné elektrodě, kdy budou hodnoty signálu záporné. [16]

## 4.3 Popis elektrookulografického signálu

Signál snímáný pomocí nepolarizovaných elektrod má obdélníkový průběh a jeho okamžitá výchylka je rovna rozdílovému potenciálu. Korneoretinální napětí nabývá hodnot v rozmezí 0,4-1 mV. [17]

Amplituda EOG signálu má rozpětí 5-20  $\mu$ V na úhlový stupeň otočení oka. Maximální rozpětí vertikálních a horizontálních pohybů činí  $\pm 70^\circ$ . Rozsah EOG signálu nabývá hodnot mezi 50  $\mu$ V až 3500  $\mu$ V. Frekvenční rozsah elektrookulografického signálu podle článku [18] leží mezi hodnotami 0 Hz až 30 Hz, a podle článku [14] je rozsah frekvencí od 0 Hz do 100 Hz. Výstup EOG je prakticky lineární pro úhly pohledu do  $\pm 30^\circ$ . [18][19]

#### 4.4 Detekce parametrů

Metoda elektrookulografie nám umožňuje rozpoznávání a detekci různých druhů očních pohybů. Mezi nejčastěji detekované pohyby patří současné pohyby obou očí (sakády), fixace a mrkání. U těchto pohybů můžeme sledovat parametry jako je velikost maximální a minimální výchylky signálu, dobu trvání pohybu očí, latenci pohybu očí, frekvenci mrkání, počáteční zrychlení pohybu očí, maximální a minimální rychlost pohybu očí, jako i rychlost pohybu očí ve zvolených bodech.

[20]

#### 4.5 Zpracování elektrookulografického signálu

Před samotnou prací se signálem je nutné jeho zesílení. Zesílení se zajišťuje pomocí diferenčních zesilovačů. Tyto operační zesilovače by měly mít ideálně nekonečnou impedanci, ale protože takové impedance není možné dosáhnout, používá se v praxi minimální hodnota 1 MΩ. Šířka pásma zesilovače se nachází v rozmezí 0 Hz až 10 Hz.

[16]

Největší překážkou při snímání EOG signálu je jeho možné poškození vlivem šumu. Tento šum pochází z různých zdrojů, nejčastěji pak z elektrod nebo svodů. Rušivé elementy mohou také vznikat z fyziologických signálů např. z elektrické aktivity svalů vyskytujících se v blízkosti očí nebo z elektrické aktivity mozku. Současně může být signál znehodnocen fyzickou aktivitou subjektu - elektrody se mohou přemístit na méně aktivní oblast nebo mohou ztratit kontakt s pokožkou úplně.

Při odstraňování šumu je důležité, aby pro jeho správnou detekci, byla zachována strmost hran signálu. Totéž platí pro amplitudu elektrookulografického signálu, která rovněž musí být zachována pro možné rozlišení typu očního pohybu a jeho směru.

Mezi hardwarové filtry, které jsou používány pro odstranění šumu patří nejčastěji filtry typu dolní propust. Do skupiny softwarových filtrů pro zpracování EOG signálu jsou pak zařazeny filtry pracující na základě vlnkové transformace a nebo filtry mediánového typu. Mediánová filtr se pak podle [21] jeví jako nejlepší volba pro úpravu EOG signálu. Tento filtr dokáže nejlépe zachovat strmost hrany signálu, nezkresluje maximální výchylku a ani nevytváří žádné jiné artefakty. Nevýhodou tohoto filtru je, že odstraňuje signál, jehož šířka je menší než polovina měřicího intervalu, což má za důsledek odstranění některých důležitých částí signálu např. mrkání.

[21]

## 5 Rešerše

### 5.1 Východiska rešerše

Rešerše je věnována detekci, snímání a záznamu pohybu očí. Stěžejní metodou, která je použita v této práci je elektrookulografie, ale rešerše zmiňuje i jiné možnosti detekce očních pohybů a zpracování jejich výstupů.

Rešerše byla napsána pomocí zdrojů Ústřední knihovny Vysoké školy báňské – Technické univerzity Ostrava a dalších elektronických zdrojů, např. IEEEExplore, ve kterých bylo nalezeno dostatečné množství materiálů pro další zpracování.

### 5.2 Předpokládané výsledky rešerše

První část bakalářské práce, rešerše, byla vytvořena tak, aby poskytla informace o tématu detekce očních pohybů a interakce člověka s elektronickým zařízením. Z výsledků rešerše je patrné, že metoda EOG má svůj význam především v oblasti ovládání různých přístrojů a aplikací. Vzhledem k jiným metodám pro záznam pohybu očí je výhodou EOG její konstrukční jednoduchost a nízká cena.

Rešerše zahrnuje výčet významných publikací se zaměřením na danou tematiku se stručnými závěry, kterých autoři docílili. V závěru každého úryvku je také zmíněn přínos studie pro mou práci.

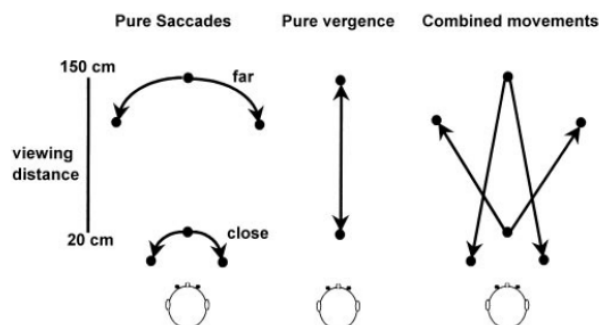
**Název:** The Latency of Saccades, Vergence, and Combined Eye Movements in Children and in Adults

**Autoři:** Qing Yang, Maria Pia Bucci, and Zoë Kapoula

**Publikováno:** Investigative ophthalmology & visual science (IOVS), September 2002, Vol. 43, No. 9

Záměrem této studie bylo zjištění latence pohybu očí v trojrozměrném prostoru. Konkrétně se jedná o latenci<sup>7</sup> sakadických pohybů, vergenci<sup>8</sup> a latenci kombinace těchto dvou pohybů u dětí i dospělých osob.

Pro měření těchto pohybů byl použit displej sestavený ze dvou isovergentních půlkruhů, který je společně s různými pohyby zobrazen na Obr. 6.



**Obr. 6** Různé druhy očních pohybů vyvolané použitím 3D displeje. Horizontální sakády na bližším a vzdálenějším půlkruhu, čistá konvergence nebo divergence podél střední roviny a kombinované konvergentní nebo divergentní pohyby.

<sup>7</sup> Sakáda - krátký rychlý pohyb oka

<sup>8</sup> Vergence - souhrnný název pro konvergenci (sbíhavost) a divergenci (rozbíhavost)

Vizuální stimulace byla řízena počítačem a data byla zaznamenávána pomocí software REX, který zajišťuje přenos dat v reálném čase.

Horizontální pohyby obou očí byly současně zaznamenávány fotoelektrickým přístrojem (okulometrem), který byl umístěn do úrovně očí subjektu, aby bylo zabráněno vertikálnímu pohybu očí. Rozlišení tohoto systému činí 1 až 5 úhlových minut a jeho lineární rozsah odpovídá 20 °. Při měření prostřednictvím tohoto systému nedochází k nežádoucímu zkreslení v zorném poli. Před vlastním měřením musela být provedena kalibrace.

Signály vysílané z pozice oka se digitalizovaly 12 bitovým A/D převodníkem, kdy každý kanál měl vzorkovací frekvenci 500 Hz.

Autoři díky experimentu zjistili rozdíly v latenci jednotlivých pohybů, jak na bližším, tak i na vzdálenějším světelném terči, porovnali latenci dětí a dospělých a určili vlastnosti latence v daných věkových kategoriích.

Pro zpracování mé praktické části bakalářské práce, konkrétně pro zaznamenávání signálů z očí, by bylo vhodné použití fotoelektrického přístroje, přesněji Dr. Bouis okulometru, který byl vyvinut v Německu. Tento okulometr není pro mne dostupný, ani v článku blíže specifikován, tudíž nemohu posoudit jeho hlavní parametry a využít informace ke zhotovení podobného přístroje.

**Název:** Experimental Platform for Wizard-of-Oz Evaluations of Biomimetic Active Vision Robots

**Autoři:** Erich Schneidet, Stefan Kohlbecher, Klaus Bartl, Frank Wallhoff, Thomas Brandt

**Publikováno:** International Conference on Robotics and Biomimetics, December 19-23, 2009, Guillin, China

V článku se autoři zaměřují na vývoj interakce člověk–robot v oblasti neverbální komunikace především pomocí pohybu očí, ale i celé hlavy.

Robot ELIAS je tvořen pohyblivýma očima a krkem, na němž je implementována širokospektrá kamera směřující k obličeji účastníka. Pohyb očí a hlavy člověka (Wizarda) jsou zaznamenávány pomocí trackerů<sup>9</sup>, které jsou vyobrazeny na Obr. 7. Poloha očí je měřena bočně připojenými FireWire kamerami a oči jsou osvětleny infračerveným zářením pomocí LED diod. Toto záření se odráží od průsvitných zrcadel umístěných před očima Wizarda. Pro uvedení robota ELIAS do pohybu je použito teleoperační spojení.



*Obr. 7 Oční a hlavový tracker.*

Za použití ethernetového kabelu se přenos obrazu projevil jako velmi pomalý (asi 150 ms), proto byly použity dva různé kanály. Pro připojení očí robota byl použit USB kabel a pro zaznamenání signálů z polohy hlavy bylo použito standardní analogové video zařízení.

<sup>9</sup> Přístroje pro sledování pohybu



Zpoždění mezi okem Wizarada a odpovídající replikací oka robota při vzorkovací frekvenci 500 Hz činilo pouhých 10 ms, což odpovídá nejrychlejším okulomotorickým reflexním latencím u člověka. Pro zjištění celkového zpoždění v této virtuální smyčce interakce robota a Wizarada bylo také nutné změřit zpoždění analogového přenosu pro zobrazení scény. Toto zpoždění činilo 20 ms a měřilo se prostřednictvím blikající LED diody, která byla umístěna před kamerou robota ELIAS a prostřednictvím fotodiody, která byla situována na monitor Wizarada. Celkové zpoždění tedy dosahovalo 30 ms, což odpovídá pouhému zlomku typické reakční doby člověka.<sup>10</sup>

Pro mou bakalářskou práci jsou důležité údaje o využití očních trackerů, použitých v experimentu, které snímají pohyb oka a mohou vyhodnocovat jejich reakční dobu. Dalším důležitým poznatkem je rychlost přenosu ethernetovým kabelem nebo pomocí USB kabelu. Tyto informace je možné využít při sestavování zařízení pro detekci pohybů očí.

**Název:** Hodnocení únavy pomocí elektrookulografie

**Autoři:** Andrea Němcová, Oto Janoušek, Martin Vitek

**Publikováno:** Elektorevue, October 2014, roč. 16, č. 5.

V tomto článku autoři hodnotí únavu očí pomocí elektrookulografie (EOG). Tuto metodu si zvolili, jelikož patří mezi relativně snadné a pro měřeného člověka představuje malou zátěž.

Pro záznam EOG signálu byla použita akviziční jednotka BiopacMP35 a software Biopac Student Lab 3.7.7 PRO.

Měřený subjekt byl usazen na židli a ze vzdálenosti 40 cm sledoval zobrazované scény. Celkem byly zobrazeny tři scény – rotující kulička, jízda autem a kříž, jehož střed měl být fixován (zaznamenání mrknutí a zrakové nestability). Tyto scény měly za úkol uvádět oči do různých pohybů a vyvolat únavu. Bipolární měření bylo realizováno pomocí šesti Ag/AgCl elektrod, které byly svodovými kabely připojeny k jednotce BiopacMP35.

Pro každou scénu byl sestaven jedinečný algoritmus, který se odvíjel od parametrů, které měly být získány při sledování těchto scén.

Vzhledem k tématu mé bakalářské práce je zásadní scéna kde autoři vyhodnocují zrakovou nestabilitu. V této scéně je využito obou kanálů (horizontálního i vertikálního). Při úpravě signálu není použitý filtr typu dolní propust, protože je důležité získání všech frekvencí snímaného signálu pro získání určitých parametrů. Špičky signálu mrknutí, které také budu v mé praktické části práce chtít odstranit, jsou nahrazeny lineárně interpolovanými hodnotami mezi krajními body špiček mrknutí.

Z tohoto článku jsou patrné výhody použití elektrookulografie, a to především pro jednoduchost této metody a možnosti získání mnohých parametrů ze signálů snímaných z pohybu očí.

**Název:** Real-time Non-Intrusive Eye Tracking for Human-Computer Interaction

**Autoři:** Wu Tunhua Sch. of Inf. & Eng., Wenzhou Med. Coll., Wenzhou, China, Bai Baogang; Zhou Changle ; Li Shaozi ; Lin Kunhui

**Publikováno:** Computer Science and Education (ICCSE), 2010 5th International Conference

<sup>10</sup> Reakční doba člověka se pohybuje kolem 150 ms

Autoři se v této studii zabírali metodou Non-Intrusive Eye Tracking, která jim následně umožnila výpočet rychlosti a trajektorie pohybu očí v reálném čase. Tato metoda Eye trackingu funguje na principu referenčního bodu jako je hlava nebo různé obličejové rysy. V tomto případě byl pohyb zornice zaznamenáván v porovnání se souřadnicemi nosních dírek.

Zaznamenávání veličin probíhalo prostřednictvím CCD kamery, která snímala 30 snímků za sekundu s rozlišením 640 x 480 px. CCD kamera byla umístěna pod obličejem účastníka tak, aby bylo možné snímat i zvolené referenční body. Pro automatické zahájení bylo zapotřebí, aby pouze na začátku měřicího úkonu byl účastník v klidu.

Průběh metody spočívá v zachycení obrazu a následném sledování obličeje pomocí Camshift (Continuously adaptive Mean-shift) algoritmu a odhadnutí úhlu rotace obličeje. Současně se sledují nosní dírký. Díky těmto dvěma záznamům byli autoři schopni odhadnout sklon obličeje, který by měl být menší než  $45^\circ$ . Následně byly vybrány oblasti očí pro lepší lokalizaci zornic Houghovou kruhovou transformací. Poté mohla být vypočtena rychlost a trajektorie očních pohybů. Tento systém byl naprogramován pomocí MS Visual C++ 2008, Intel Open CV Library a Matlab 2009a.

Metoda Non-IntrusiveEyeTracking se jeví jako velmi přesná, ale závisí především na přesnosti sledování zornic. Přesnost klesá se zvedáním a klesáním hlavy, ale otáčení hlavy v rovině nemá na přesnost vliv.

Tato metoda se zdá být jako skvělé řešení pro detekci očních pohybů, jelikož je moderní a příliš nezatěžuje měřenou osobu. Pro mou bakalářskou práci je však použití CCD kamer materiálově a finančně náročné na realizaci, a proto se již dále touto metodou zabývat nebudu.

**Název:** Assistive Communication System for Speech Disabled Patients Based on Electrooculogram Character Recognition

**Autoři:** Piyush Swami, Tapan K. Gandhi

**Publikováno:** 2014 International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom)

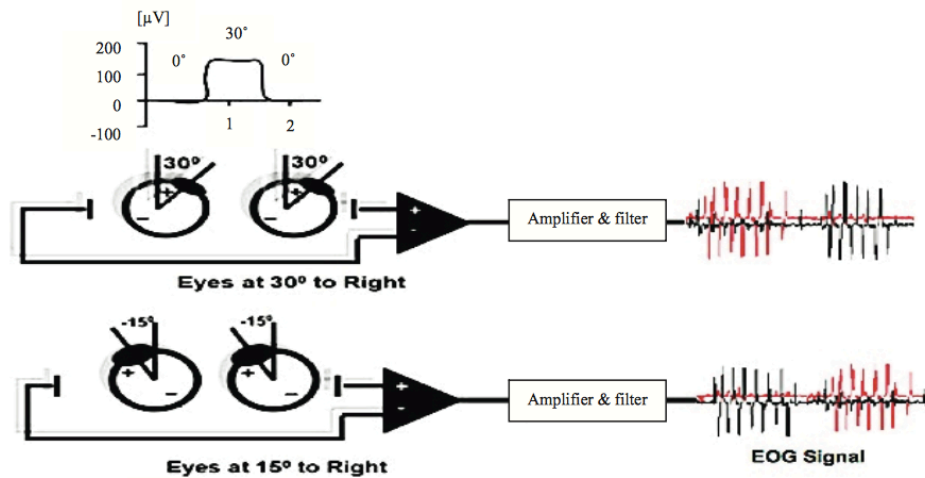
Autoři tohoto článku popisují využití elektrookulografie a snímaných potenciálů mezi elektrodami. Metoda je vhodná například pro nemohoucí osoby, konkrétněji osoby trpící např. neuromuskulárním syndromem nebo poraněním míchy.

Subjekty měly za úkol vykonávat pohyb očí doprava, při kterém byly navozeny pozitivní změny potenciálů způsobené odlišností úrovně signálu, tedy nulová hodnota byla modifikována na hodnotu nenulovou. Rotace očí doleva vyvolají opačný výsledek, takže byly navozeny změny negativní. Při přímém očním pohledu byl zaznamenáván identický potenciál mezi elektrodami (0 V).

Dalším úkolem subjektů bylo vykonávání očních pohybů po kontuře každého znaku abecedy, přičemž byly snímané signály zpracovány, aby mohly být použity při generování písmen na základě záměru subjektů.

Snímané signály se skládají nejen z horizontálních a vertikálních pohybů očí, ale i z mrknutí. Obr. 8 ukazuje záznam signálu z vertikálního kanálu, a to pomocí červené stopy. Černá stopa na Obr. 8 představuje záznam signálu z horizontálního kanálu. Na základě obrysu různých písmen abecedy byly generovány unikátní signály pro jednotlivé znaky. Autory bylo vyzorováno, že tyto signály jsou u všech subjektů podobné. Tyto unikátní signály byly předzpracovány, stabilizovány a náhodné hroty

byly odstraněny pomocí vyhlazovacího softwaru. Poté se signály načetly do výpočetního jazyku Matlab, který dokázal pomocí algoritmu odhadnout tvar písmene podle definovaných rozpoznávacích znaků.



**Obr. 8** Zaznamenávání horizontálního pohledu doprava a doleva.

Tento článek je zaměřen na využití metody elektrookulografie, která je vhodná pro mé další zpracování bakalářské práce a podává informace o možnosti zaznamenání a zpracování signálu, které také mohou využít.

**Název:** EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface

**Autoři:** Dhillon, Hari Singh, Rajesh Singla, Navleen Singh Rekhi A RameshwarJha.

**Publikováno:** 2009 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology

V této práci je autory navrhována a poté i realizována virtuální klávesnice na základě principu elektrookulografie (EOG). Virtuální klávesnice by měla sloužit jako pomocné zařízení pro podporu komunikace ochrnutým a postiženým pacientům. Jedinou podmínkou pro používání zařízení je zdravý, nepoškozený zrak.

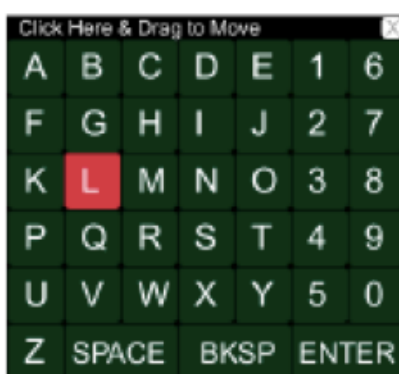
Elektrookulografický signál, snímaný pomocí elektrod, je velmi citlivý na řadu rušivých elementů jako je např. umístění elektrod, pohyby hlavy, luminance a další. Důležité, pro správné fungování zařízení je, aby tyto rušivé vlivy byly u každého subjektu konstantní. K překonání těchto omezení používáme víceúrovňové prahování.

Před použitím je nutné zařízení kalibrovat. Získané údaje z kalibrace nám podávají informace o maximálních a minimálních amplitudách EOG signálu, ze kterých jsou odvozeny prahové hodnoty pro jednotlivé subjekty. Analyzují se hodnoty jako je práh mrknutí (maximální kladné napětí ve vertikálním kanále při mrknutí subjektu), levý práh (maximální kladné napětí v horizontálním kanále při přemístění očí doleva) a pravý práh (maximální záporné napětí v horizontálním kanále při posunu očí doprava). Pro identifikaci nečinnosti ve dvou sekundovém okně autoři odhadují prahovou energii horizontálního a vertikálního kanálu jako minimální možnou energii při jakémkoliv činnosti oka.

EOG signál je získáván z měděných, suchých elektrod, které jsou tvořeny tenkými pruhy, připevněnými na masku. Rozdíl napětí mezi  $V_{\text{pozitivní}}$  a  $V_{\text{negativní}}$  elektrodou odpovídá vertikálnímu

kanálu, který poskytuje informace o mrknutí a vertikálních pohybech očního bulbu. Podobně jako diferenciální napětí mezi  $H_{\text{pozitivní}}$  a  $H_{\text{negativní}}$  odpovídá horizontálnímu kanálu a podává nám informace o vodorovných pohybech očního bulbu. Oba kanály jsou vzorkovány frekvencí 250 Hz za použití ADS1299 jako A/D převodníku a využívají Arduino platformu pro komunikaci s počítačem. Následně jsou digitalizovaná data kontinuálně přenášena pomocí sériového kabelu do počítače pro jejich zpracování. Signál je zpracováván pomocí appletu<sup>11</sup>, který je navržen tak, aby mohl získávat, filtrovat a zařadit data k určeným příkazům a poté je přenést na virtuální klávesnici.

Na následujícím Obr. 9 je zaznamenána virtuální klávesnice, kterou subjekt ovládá za pomoci očních pohybů. Zvýrazněné pole je posouváno ve vertikálním směru rychlostí 1 buňka/s. Pro volbu daného pole je důležité, aby uživatel potvrdil výběr této buňky, při jejím zvýraznění, mrknutím. Pro změnu sloupce je nutné, aby uživatel vykonal pohyb očima doprava či doleva (záleží, do kterého sloupce chce zvýrazněné pole přemístit), a to mimo rozměry monitoru.



**Obr. 9** Virtuální klávesnice.

Streamovaná data z platformy Arduino jsou ukládána do vyrovnávací paměti a aktualizována každých 0,2 sekund. To odpovídá zpracování okna o délce 2 s přesahem 1,8 s, což znamená, že jestliže se jeden signál ztratí, data nejsou znehodnocena.

Algoritmus kontroluje, zdali energie signálu je vyšší alespoň v jednom kanálu, než prahové hodnoty energie naměřené při kalibraci, pro potlačení šumu. Je-li tato podmínka splněna, pak jsou hodnoty maximálního napětí ve vertikálním kanále, maximální a minimální hodnoty napětí v horizontálním kanále vypočítávány. Poté se prahové napětí pro mrknutí porovnává s maximálním napětím vertikálního kanálu, a jestliže je maximální napětí vertikálního kanálu vyšší, tak se daný znak z virtuální klávesnice zapíše do textového dokumentu. V opačném případě jsou porovnávány hodnoty maximálního a minimálního napětí v horizontálním kanále s pravým a levým prahem, aby mohlo být zjištěno, zdali subjekt chce přejít pomocí zvýrazňovacího pole na vedlejší (pravý či levý) sloupec.

Výsledkem této práce bylo vyvinutí virtuální klávesnice a také zjištění, že amplitudy EOG signálu jsou závislé na rychlosti pohybů uživatelů. Čím vyšší byla rychlost pohybu subjektu, tím vyšší byla i amplituda signálu. Vyvinutý systém dokázali ovládat i nevyškolení uživatelé a to se 100% přesností a rychlostí 1 znak/12 sekund.

Nespornou výhodou je, že není nutné používat pro vyhodnocování dat počítač, ale ke stejnému účelu slouží zabudovaný mikrokontroler, který může být použit pro návrh kompletního nositelného

<sup>11</sup> Applet-malá aplikace, která plní jednu speciální funkci a je většinou součástí většího programu

asistenčního systému, který by umožňoval odesílat příkazy pomocí bluetooth do jakéhokoliv přístroje či zařízení jako je například invalidní vozík. Další výhodou virtuální klávesnice je možnost její optimalizace například zvýšení rychlosti psaní slov prostřednictvím predikčních algoritmů. Virtuální klávesnice může být také rozšířena o speciální znaky.

Tento článek mi byl přínosem především pro informace, které mi poskytl ohledně elektrookulografie a zpracování signálu za pomoci víceúrovňového prahování. Princip virtuální klávesnice bych mohla využít i do své práce pro zapisování údajů o uživateli.

**Název:** Experimental Explorations on EOG Signal Processing For Realtime Applications in LabVIEW

**Autoři:** Vijayprasath, S., R. Sukanesh a S. PalanivelRajan

**Publikováno:** 2012 IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)

V této práci se autoři zaměřují na fyzickém spojení zdravotně postižených pacientů a počítače pomocí programovacího jazyka LabVIEW, který umožňuje získání a zpracování biosignálů. Cílem autorů je ovládnutí kurzoru bez použití rukou prostřednictvím biosignálů získávaných na základě principu elektrookulografie.

Pro dosažení co nejlepších signálů z lidského těla, konkrétně z očí, je důležité správné umístění elektrod na subjekt. Pro detekci horizontálních pohybů jsou umístěny elektrody na pravé straně pravého oka a na levé straně levého oka. Podstatná je jejich stejná vzdálenost od středu obličeje tak, aby EOG signály byly vycentrovány. Pro snímání vertikálních pohybů očí jsou používány čtyři elektrody. Tyto elektrody jsou umístěny jak u pravého, tak i u levého oka nad obočím a pod okem. Vertikální signály lze zaznamenávat i prostřednictvím pouhých dvou elektrod, ale snímání již nebude tak přesné a citlivost zařízení bude taky snížena. Další dvě elektrody byly umístěny na pravou a levou stranu čelisti. Tyto elektrody nezaznamenávaly již EOG signály, ale snímaly EMG signály (detekovaly sevření čelisti) pro to, aby mohla být řízena simulace klikání myši.

Autoři této práce dbali také na bezpečnost uživatelů, a proto dali přednost pevným gelovým elektrodám před mokřými gelovými elektrodami, aby zabránili případnému proniknutí gelu do očí. Zvolené Ag/AgCl elektrody jsou také výhodné proto, že se jejich půlčlankový potenciál blíží nejvíc k nule a tak zabraňují menšímu offsetu.

Biosignály jsou z elektrod dále vedeny do filtru typu dolní propust, který má za úkol vyfiltrovat šum způsobený zapnutím/vypnutím otočného elektrického spínače v okolí elektrod, kontrakce krčních a obličejových svalů, prokluzování elektrody způsobené potem a mrkání.

Pro zesílení EOG i EMG signálu se používá stejný biozesilovač, který je tvořen ze tří částí. První dvě části tvoří předzesilovače, které mají vysokou vstupní impedanci na elektrodách. Předzesilovač musí být také velmi tichý, aby jim tvořený šum nebyl zesilován společně s požadovaným signálem. Tento předzesilovač musí být připojen k elektrodám, aby zajistil optimální nízkofrekvenční odezvu, a aby se tak minimalizovalo nabíjení vazebních kondenzátorů od vstupního klidového proudu. Polarizování elektrod je možné i bez vazebních kondenzátorů a to prostřednictvím potenciálů, které produkují velký stejnosměrný offset napětí na vstupu zesilovače. To znamená, že předzesilovač je kondenzátor, který je spojen s třetí částí zesilovače, a tak pomáhá předcházet stejnosměrnému offsetu.

Pro sběr dat slouží grafické programovací prostředí LabVIEW, které bylo autory zvoleno především pro své grafické schopnosti a flexibilitu. Signál byl získáván pomocí konektoru AT-MIO-16 NI-DAQ (National Instruments data acquisition board). Pro detekci kurzoru myši byly používány tři kanály. První kanál sloužil k horizontální detekci, druhý kanál pro vertikální detekci a poslední kanál byl určen k detekci záznamu pro kliknutí. Konečným prvkem LabVIEW je čelní panel, který poskytuje simulaci pro řízení ukazatele myši. Data z vertikálního a horizontálního kanálu jsou načteny do jednotlivých polí tak, aby mohly být zpracovány a graficky zobrazeny. Inverzní horizontální data uživatelům poskytují možnost pohybovat kurzorem ve směru pohledu. Vertikální data jsou nezměněná a uložena do matice. Poté LabVIEW zpracovává tyto datová pole a generuje grafické zobrazení, kdy se zaznamenávají souřadnice, které jsou vynášeny do grafu na grafickém displeji.

Autoři této práce úspěšně vyvinuli zařízení, které umožňuje handicapovaným lidem ovládat kurzor myši pouze za pomoci očních pohybů a čelisti. Nevýhodou je, že tento systém člověka zatěžuje, a to především umístěním elektrod na obličej a čelist. Dalším záporem této metody může být používání stisku čelisti pro „klik“. Tímto se zařízení nestává univerzální pro všechny ochrnuté osoby se zdravým zrakem, ale jen pro ty, kteří mohou používat i čelist.

Přínosem tohoto článku pro mou bakalářskou práci je především okrajové seznámení se s programovacím jazykem LabVIEW, které bych chtěla využít i pro vytvoření praktické části mé práce. Článek mi také poskytl informace o výběru vhodných elektrod a jejich množství a o sestavení měřicího řetězce pro zaznamenávání a zpracování signálů.

**Název:** A feasibility study of an eye-writing system based on electro-oculography

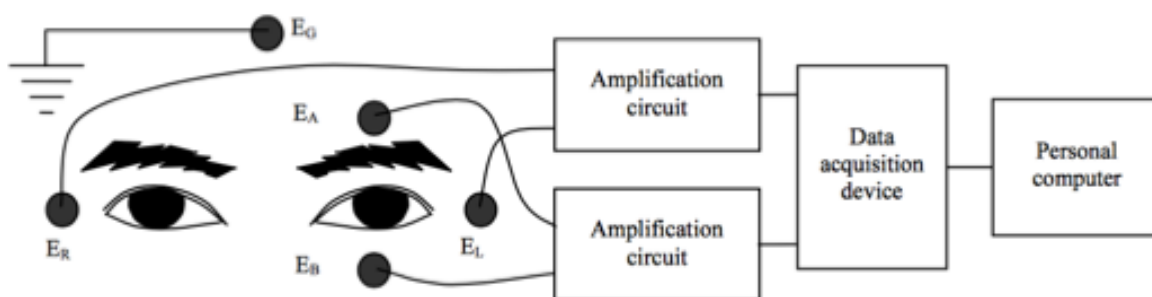
**Autoři:** Tsai, J., et al.

**Publikováno:** Journal of Medical and Biological Engineering, 2008, 28.1: 39.

Tento výzkum je zaměřen na proveditelnost eye-writing systému založeného na elektrookulografii, kdy autoři definovali sadu symbolů, které jsou následně hodnoceny.

Vytvořená sada symbolů se směrem stopy, obsahovala deset arabských číslic (od 0 do 9) a čtyři symboly základních matematických operací („+“, „-“, „x“, „/“).

Standardní rozmístění elektrod, které byly použity v tomto výzkumu jsou zobrazeny na Obr. 10.



**Obr. 10** Lokalizace elektrod a měřící řetězec.

Měřený EOG signál nám udává, nezávisle na pohybu hlavy, relativní polohu mezi očními bulbami a elektrodami umístěnými kolem očí. Zatímco dobrovolníci psali očima, tak probíhal sběr dat zařízením DAQ Pad602E s 12 bitovým rozlišením. Zaznamenáván byl časový průběh rozdílu potenciálu mezi elektrodami a pro zesílení byly použity dva diferenční zesilovače.

(jeden pro horizontální a druhý pro vertikální signál) se zesílením kolem 900. Poté byly analogové signály, prostřednictvím A/D převodníku se vzorkováním 1000 vzorků za sekundu konvertovány do digitální podoby a přijaté počítačem pro jejich další zpracování

Pro rozpoznávání symbolů napsanými očima byl použit výpočetní jazyk Matlab. Tento proces je založen na základě podobnosti mezi měřeným EOG signálem a standardním EOG signálem odpovídajícím stopám symbolu.

Program Matlabu rozeznal očima napsané symboly v několika krocích.

1. Potlačení vysoké frekvence a šumu
2. Úprava výchozího driftu, který byl způsoben zdlouhavým připevňováním lepících elektrod na pokožku.
3. Odstranění crosstalk: Velké oční pohyby v horizontální nebo vertikálním směru by mohly způsobit značný crosstalk v opačném směru EOG signálu
4. Klasifikace podle počtu otáček. Jelikož má každý člověk např. jinou reakční dobu, je proto nutné signál rozdělit do klastrů, tak aby snímané signály nemusely být přesně dané a mohly být dále zpracovávány. V této studii byly signály rozděleny do devíti klastrů. Klastrování probíhalo na základě horizontálních a vertikálních počtu otáček.
5. Konečné rozpoznání, jehož účelem je identifikování jednotlivých symbolů z klastrů

Výsledky studie jsou zaznamenány v tabulce 1. Tato tabulka ukazuje pouze symboly, které nebyly rozeznány nebo byly identifikovány jako jiný symbol. Např. subjekt “e” psal očima číslovku “2”. Z tabulky poznáme, že tato číslice byla třikrát rozpoznána správně a dvakrát ji systém vyhodnotil jako jiný symbol – poprvé jako číslovku “3” a poté jako číslovku “5”. Symboly napsané očima, které nebyly rozpoznány jsou v tabulce označeny písmenem “N”.

**Tab. 1** Vyhodnocení rozpoznání jednotlivých symbolů.

Target symbols	Human subjects										
	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k
'0'		+', +'	'7', 'l'	'l'		'7', '7'	'7'	'7', '+'	'7', '7', 'l'	'7', '7'	'l'
'1'					'l'		N				
'2'			'3', '3'	N	'3', '5'	'5'	'5', N	N, N	'3'	'3', '3'	
'3'	'5'	'5', '5', '5'	'5', '5', '5'	'5', N	'5', '5', '5'	'5', '5'	'5', '5', '5'	'5', '5'	'5'	'5', '5', '5'	'5'
'4'			'7'	'0'	'0', '0'	'0'	'0', N	'0'	'0'	'0', '7'	
'5'	'3', N	'2', '2', '3'	'3', '3'	'3', '3', '3'	'3'	'2', '2', '3'	'2', '3', '3', N	'2', '3'	'2', '2', '3', '3'	'2'	'3', '3'
'6'			'4'	'0', '4'	'4'	'4', '4'	'0', '4'	'4'	'0', '4'	'0', '0', '4'	'7'
'7'		+', '+, '+'	'0', '+'	+', '+'	'0'	'4', '+'	'0', '+'	'0', '+, '+'	'4'	'0', '0'	+',
'8'		'2', N	'2', '2'	'2'			'2', N	'2'		'2', '2'	
'9'	'x', 'x'		'x'	'x', N	'x', 'x'	'2', 'x'	'x', 'x', 'x'	'x', 'x'	'x', 'x', 'x'	'x', 'x', N	'x', 'x'
+', '7'			'7'	'4', '7'	'7', '7'	'7'	'0', '7', '7'	'4'	'0', '0', '0'	'7', '7'	'7', '7'
'x', '9', '9'		'6', '6', '9'	'9'	'9', '9'	'6', '6'	'9', '9', N	'9', '9', '9'	'6', '6', '9'	'2'		'6'
'l'			N		'2', '6'	N	N, N	'6', N	N	'6', '6', N	

Studie hodnotila jak spolehlivost systému u každého dobrovolníka, tak i celkovou průměrnou spolehlivost, která činila 72,1 %.

Tento výzkum mi poskytl informace o další možnosti, jak využít elektrookulografické signály k tomu, aby pomáhaly osobám se zdravotními potížemi. Metoda, kterou autoři v této studii použili se nezdá být náročná, a proto bych některé získané poznatky mohla aplikovat v praktické části této bakalářské práce a využít například psaní písmen pro zápis jmen účastníků hry.



### 5.3 Zhodnocení přínosu rešerše

Výsledkem rešerše je taktéž získání všeobecných poznatků v oblasti detekce pohybu očí a zhodnocení jednotlivých výhod a nevýhod použitých metod pro měření tohoto parametru.

Rešerše potvrdila, že metoda elektrookulografie, která využívá pro záznam pohybu očí změny potenciálů mezi rohovkou a sítnicí, je velmi jednoduchá, a rovněž vhodná pro zpracování praktické části mé bakalářské práce. Ovšem její nevýhodou je zatížení subjektu, především pak nalepení elektrod na subjekt a následný pohyb subjektu s tímto měřicím zařízením. Tento problém by bylo možné vyřešit implementováním elektrod např. do brýlí, a tak by tato metoda mohla být použita i v reálném životě, kde by sloužila handicapovaným lidem řekněme pro běžnou komunikaci s okolím.

Na druhou stranu existuje i přesnější a vhodnější metoda, která funguje na principu zaznamenávání očních pohybů kamerou. Kamery společně s LED diodami, které vyzařují infračervené světlo a následně jej odrážejí od průsvitných zrcadel jsou zabudovány do brýlí, takže jsou pro subjekt více komfortnější a jsou do všedního života snadněji implementovány. Jistou nevýhodou je jejich materiálová a finanční náročnost na realizaci.

Jako nejlepší postup pro sledování pohybů očí a následné zpracování záznamu je dle mého názoru použití CCD kamery a programovacích a výpočetních jazyků. Metoda funguje na principu využití referenčního bodu v porovnání se souřadnicemi stanoveného místa. Záznam z kamer je následně zpracován a vyhodnocen v příslušném programu. Pro zpracování mé bakalářské práce je ovšem tato metoda nejen materiálně a finančně náročná, ale i složitá na realizaci a vhodná spíše jako námět pro zpracování diplomové práce.

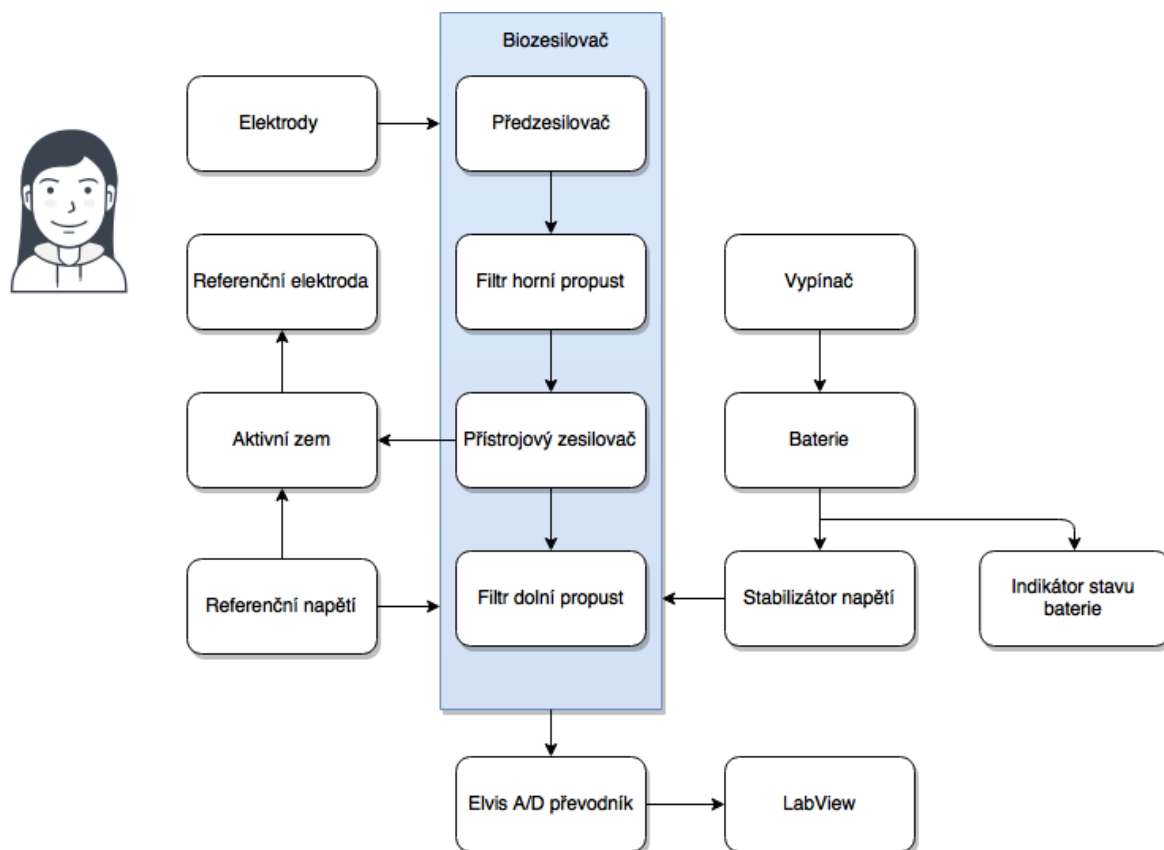
Pomocí této rešeršní práce a prostudování dalších odborných článků týkajících se tématu bakalářské práce a elektrookulografie jsem již schopna se lépe orientovat v dané problematice. Získané informace mi pomohou navrhnout předběžný postup zpracování praktické části mé práce. Nejdříve se zaměřím na podrobnější princip elektrookulografie a následné zpracování signálu z přístroje. Zpracování signálu z přístroje bude realizováno za pomoci programovacího jazyku LabVIEW, se kterým se také bude nutné seznámit a naučit se v něm pracovat.

## 6 Řešení analogové části práce

Zvolený měřicí řetězec byl inspirován zapojením EKG obvodu od firmy Texas Instruments. Tento obvod byl následně modifikován a přizpůsoben požadavkům pro měření EOG signálu. Hlavní změna spočívala ve výměně přístrojového zesilovače INA333 za INA126 a obvod byl rozšířen filtry typu horní a dolní propust. Měřicí řetězec byl přizpůsoben pro měření dvou kanálů - vertikálního a horizontálního, a to pomocí vytvoření centrální svorky<sup>12</sup>. Pro napájení měřicího obvodu bylo navrženo zapojení se stabilizátorem a s indikátorem stavu baterie. Blokové schéma zařízení je zobrazeno na Obr. 11. Jednotlivé bloky měřicího řetězce jsou následně popsány.

Výběr měřicího řetězce byl zvolen na základě předešlého testování na nepájivém poli. Přenos signálu byl zprostředkován pomocí sond a zobrazen na osciloskopu Agilent MSO-X 2024A. Pro testování bylo zvoleno standardní umístění Ag/AgCl elektrod pro snímání elektrookulografického signálu.

Návrh desky plošných spojů byl zpracován v programu EAGLE 7.4.0.



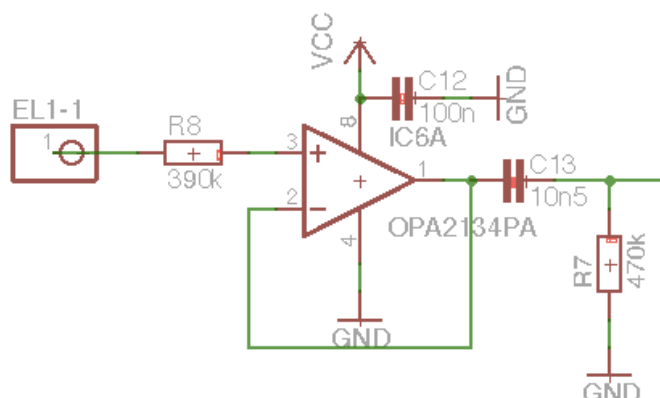
Obr. 11 Blokové schéma EOG

### 6.1 Předzesilovač

Předzesilovač je tvořen neinvertujícím operačním zesilovačem, který je zapojený jako napěťový sledovač - sleduje napětí na výstupu a transformuje vysokou impedanci zdroje na nižší impedanci zařízení. Záporná zpětná vazba operačního zesilovače je zapojena na jeho výstup, a proto se zesílení rovná jedné. Kondenzátor C12, který je připojen na napájení operačního zesilovače slouží

<sup>12</sup> Centrální svorka – zapojení dvou elektrod (horizontálních/vertikálních) s referenční elektrodou přes odpor 10 kΩ

pro vyhlazení napěťových špiček. Před samotným zapojením předzesilovače je umístěný rezistor R8 s velikostí 390 kΩ, který chrání operační zesilovač před vyššími proudy. Hodnota výstupního napětí je rovna napětí měřeného na elektrodách. [22]



**Obr. 12** Zapojení napěťového sledovače

Na zapojení napěťového sledovače navazuje filtr typu horní propust tvořený rezistorem R7 a kondenzátorem C13 s cílem odstranit stejnosměrné složky signálu.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 470 \cdot 10^3 \cdot 1,5 \cdot 10^{-6}} = 0,23 \text{ Hz}$$

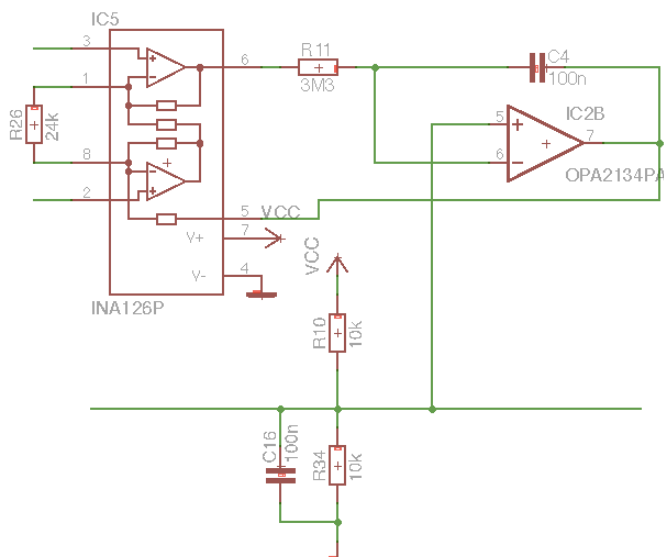
## 6.2 Přístrojový zesilovač

V sestaveném zapojení se jedná o diferenční (rozdílový) zesilovač, jehož účelem je zesílení rozdílu napětí přivedené na jeho vstupy a současně potlačení souhlasného napětí (napětí, které je stejné na obou vstupech). Přístrojový zesilovač má vysoký poměr zesílení souhlasného signálu k šumu, a proto je šum eliminován. Zesílení přístrojového zesilovače je dáno rezistorem R26 o hodnotě 24 kΩ. Zesílení je vypočteno podle vzorce z datasheetu:

$$G = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{R26} \quad (2)$$

$$G = 5 + \frac{80 \cdot 10^3}{24 \cdot 10^3} = 8,33$$

Pro maximální dynamický rozsah je poloha klidového pracovního bodu zesilovače nastavena do třídy „A“, to znamená, že stejnosměrná složka je nastavena na polovinu napájecího napětí. Toto nastavení je zprostředkované operačním zesilovačem IC2B spolu s napěťovým děličem.



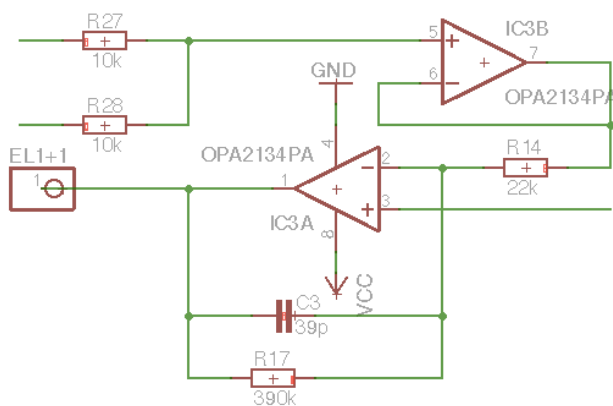
**Obr. 13** Zapojení přístrojového zesilovače, filtru DP a děliče napětí

Zapojení rezistoru R11 a kondenzátoru C4 vytváří filtr typu dolní propust. Tento filtr usměrňuje signál v rozmezí 0 až 0,48 Hz.

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 3,3 \cdot 10^6 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 0,48 \text{ Hz}$$

### 6.3 Aktivní země

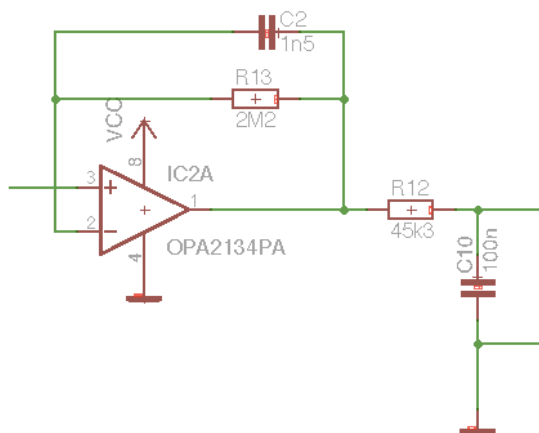
Na rezistorech R27 a R28 dochází ke zprůměrování signálu, přičemž zanikne rozdílová složka signálu a zůstane pouze rušivá soufázová složka. Tato rušivá složka je přivedena na napěťový sledovač a poté přes rezistor R14 přivedena na invertující vstup operačního zesilovače IC3A. Po přivedení signálu na invertující vstup dochází k otočení polarit, a takto otočený signál je následně přiveden na uživatele. Tímto zapojením je vytvořena pomyslná reference, vůči které je snímána měnící se složka signálu. V zapojení aktivní země je zařazen filtr typu dolní propust. Kondenzátor C3 snižuje zesílení aktivní země na vysokých kmitočtech. Filtr navržen na frekvenci 10 Hz způsobuje odstranění vyšších harmonických složek.



**Obr. 14** Zapojení aktivní země

## 6.4 Aktivní filtr typu dolní propust

Rezistor R13 spolu s kondenzátorem C2 a operačním zesilovačem IC2A vytváří zapojení aktivního filtru typu dolní propust. Hodnota aktivního filtru je nastavena na 48,23 Hz. Tato hodnota je vyšší, než obvykle používaná hodnota, a to z toho důvodu, aby byl signál zachycen v celém svém rozsahu a nedošlo k odfiltrování jeho podstatných složek.



*Obr. 15 Aktivní filtr typu dolní propust*

Nastavená frekvence aktivního filtru typu dolní propust:

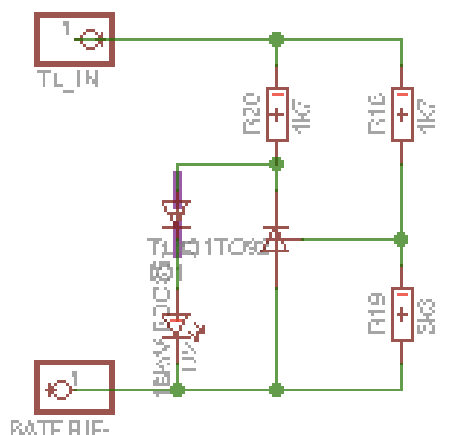
$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 2,2 \cdot 10^6 \cdot 1,5 \cdot 10^{-9}} = 48,23 \text{ Hz}$$

Za aktivním filtrem je zařazen pasivní filtr, který je tvořen rezistorem R12 a kondenzátorem C10. Pasivní filtr slouží pro vyhlazení měřeného signálu.

$$f = \frac{1}{2\pi \cdot 45,3 \cdot 10^3 \cdot 100 \cdot 10^{-9}} = 35,13 \text{ Hz}$$

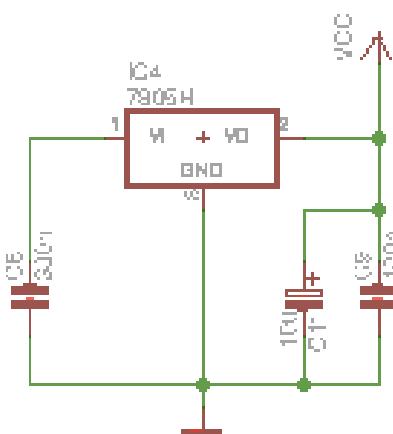
## 6.5 Napájení zařízení a regulace napětí

Přístroj je navržen pro napájení 9 V baterií, která je součástí přístroje. Pro kontrolu správného napájení je použita zelená LED dioda, která signalizuje zapnutí elektrookulografu. Součástí napájecího obvodu je i dělič napětí spolu s referenčním zdrojem napětí TL341, který se chová jako zpětnovazební regulátor. Toto zapojení spolu s LED diodou a diodou 1N4148 slouží pro indikaci poklesu napětí baterie pod 6 V a tento stav je signalizován rozsvícením červeném LED diody. Zapojení indikátoru stavu baterie je zobrazeno na Obr. 16.



Obr. 16 Indikátor stavu baterie

Napětí z baterie 9 V je následně přivedeno na stabilizátor 7805H. Stabilizátor je klasicky zapojen s kondenzátory C8 o kapacitě 330 nF a C9 o kapacitě 100 nF. Kondenzátory slouží jako filtry typu horní propust filtrující indukované rušení a také k pokrytí možných napájecích špiček vznikajících špičkovým odběrem. Ze stejného důvodu (pro pokrytí napájecích špiček) je v obvodu použit i elektrolytický kondenzátor C11 s kapacitou 10  $\mu$ F. Zapojení stabilizátoru je znázorněno na Obr. 17.



Obr. 17 Stabilizátor napětí

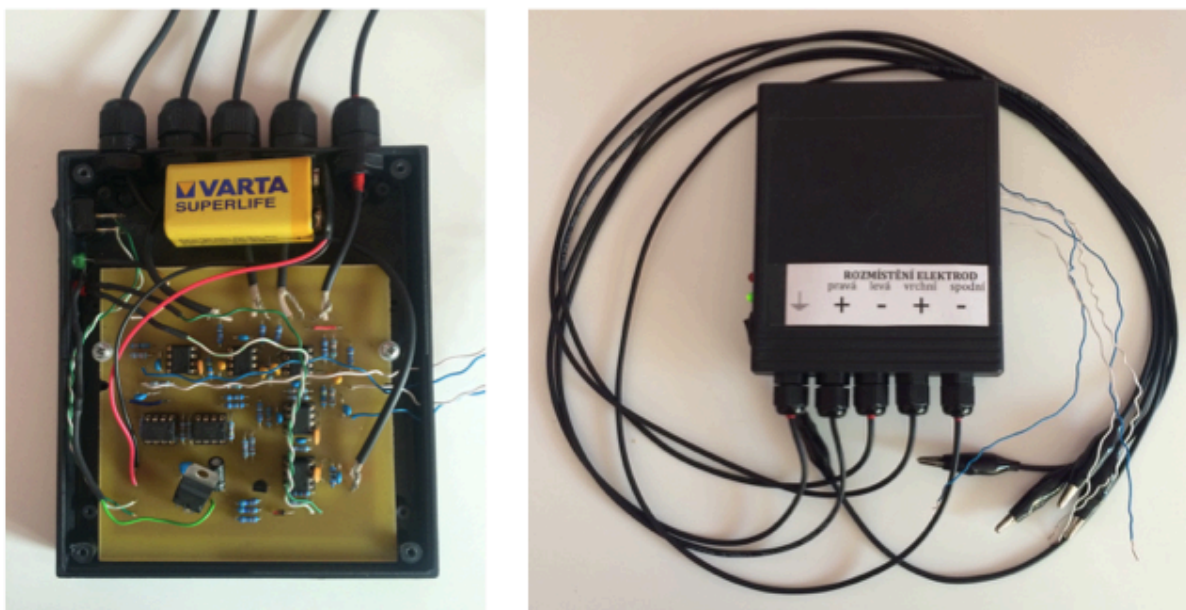
## 6.6 Zhotovení elektrookulografu

Deska plošných spojů, která tvoří základ celého přístroje, je vyrobena fotochemickou cestou, metodou pozitivní emulze. Postup při výrobě DPS je shrnut do několika bodů:

Pro výrobu DPS byla použita sklolaminátová deska s měděným povrchem a světlocitlivým lakem zakrytým neprůsvitnou fólií. Před začátkem samotné výroby je nutné fólii odlepit a na desku přiložit vytištěný návrh zapojení. Deska spolu s přiloženým návrhem byla vložena přibližně na 5 minut do osvitové jednotky (Doba osvětlení závisí na typu osvitové jednotky). Po osvětlení je deska ponořena do vývojky, pomocí které je smytá exponovaná vrstva. Poté následuje vyleptání obrazce plošných spojů v leptacím roztoku. Deska je pak vložena zpět do osvitové jednotky, kde dojde k odstranění zbytků mědi a znovu je ponořena do vývojky pro její očištění. Posledním krokem, před osazováním DPS součástkami, je postříbření desky ve stříbricí lázni.

Následovalo pájení součástek a připojení elektrod k DPS. Po dokončení výroby desky došlo k testování celkové funkčnosti obvodu. Pro ověření zkratů a napětí na dílčích komponentech zapojení byly použity různé funkce klasického multimetru. Výstupní signál byl testován za pomoci osciloskopu.

Výsledný výrobek nebyl zhotoven na první pokus. Při jeho realizaci došlo k jeho nadměrnému osvětlení a následnému podleptání. Tyto chyby, které byly zapříčiněny nedostatečnou praxí, měly za následek zničení vodivých cest DPS. Poškozená deska byla použita alespoň k nácviku pájení, se kterým jsem doposud měla jen malé zkušenosti. Výroba druhé desky proběhla již bez komplikací a chyb a po dokončení testovacího procesu byla zakrytována. Hotové zařízení je zobrazeno na Obr. 18.



**Obr. 18** Výsledné provedení elektrookulografu



## 7 Digitální předzpracování signálu

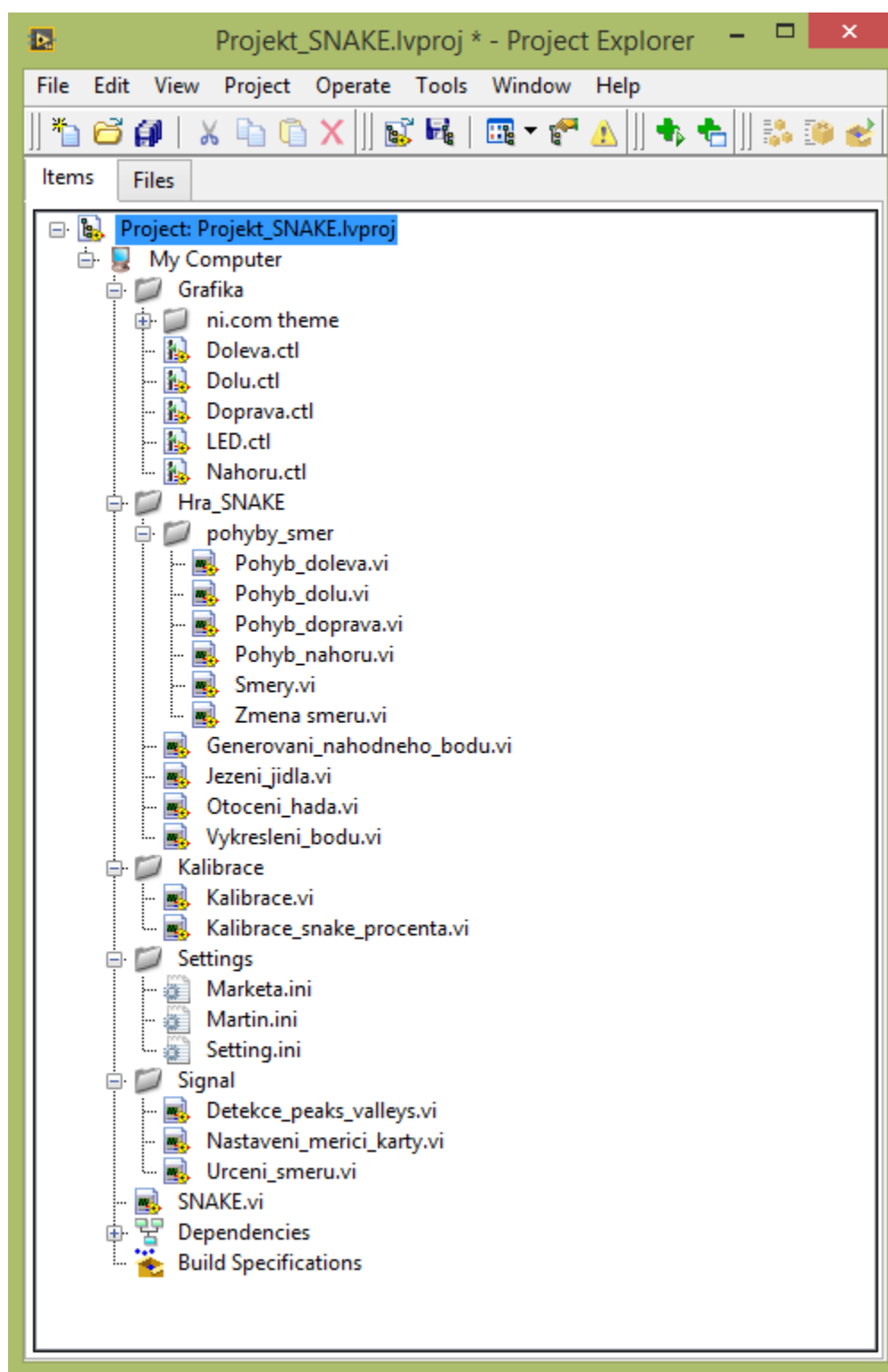
Při realizaci softwarové části bakalářské práce byly navrženy dvě samostatné aplikace v grafickém programovacím prostředí LabVIEW, který byl vyvinut společností National Instruments. Tento G-jazyk nabízí uživatelům oproti běžným programovacím jazykům, které využívají textový kód, možnost tvořit aplikace za pomoci ikon a drátů. Díky mnohým knihovnám, kterými LabVIEW disponuje, je jeho využití rozsáhlé jak při měření dat, tak při jejich analýze, ale i pro vizualizaci technologických procesů a programování systémů.

Vývojové prostředí LabVIEW je rozděleno do dvou částí. První okno se nazývá blokový diagram (Block diagram) a slouží pro zapsání zdrojového kódu aplikace. Druhá část programu, tzv. čelní panel (Front Panel), vytváří uživatelské rozhraní spolu s ovládacími a indikačními prvky představujícími grafické uživatelské rozhraní. Obě tyto části vytváří tzv. virtuální instrument (VI) jenž simuluje fyzické zařízení. [23]

Cílem práce bylo vytvoření hry, která bude ovládaná očima. Na základě navrženého konceptu hraní hry očními pohyby byla zvolena hra SNAKE, která svojí hratelností a principy splňovala požadavky na zábavnou a rehabilitační formu cvičení. Při samotném řešení byla také vytvořena druhá aplikace, která slouží k naměření referenčních signálů jednotlivých uživatelů a jejich zpracování. Výsledky jsou nadále předány hře SNAKE jako kalibrační data.

### 7.1 Struktura projektu

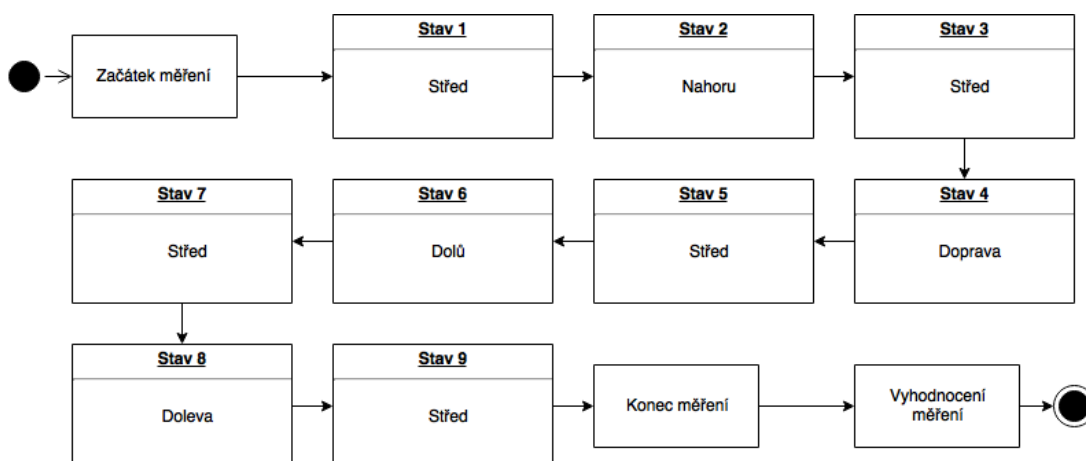
Koncové řešení aplikace je sestavené z bloků, které řeší dílčí úlohy proto, aby byla zajištěna snazší optimalizace celého programu, a zároveň se udržela jednoduchá koncepce kódu. Základní část aplikace je obsažena v sekci *hra\_SNAKE*, ve které jsou zahrnuty funkce pro vizualizaci a ovládání hry. Ve složce *Settings* jsou uloženy konfigurační soubory jednotlivých uživatelů. Každý soubor je poté načten ve výsledné herní aplikaci. Pro zpracování signálu byl vytvořen samostatný blok funkcí s názvem *Signal*, zahrnující nastavení měřící karty a vyhodnocení naměřeného signálu. Na závěr byla taktéž přidána sekce *Grafika*, která obsahuje pouze modifikované prvky čelního panelu.



*Obr. 19 Struktura projektu SNAKE*

## 7.2 Kalibrace

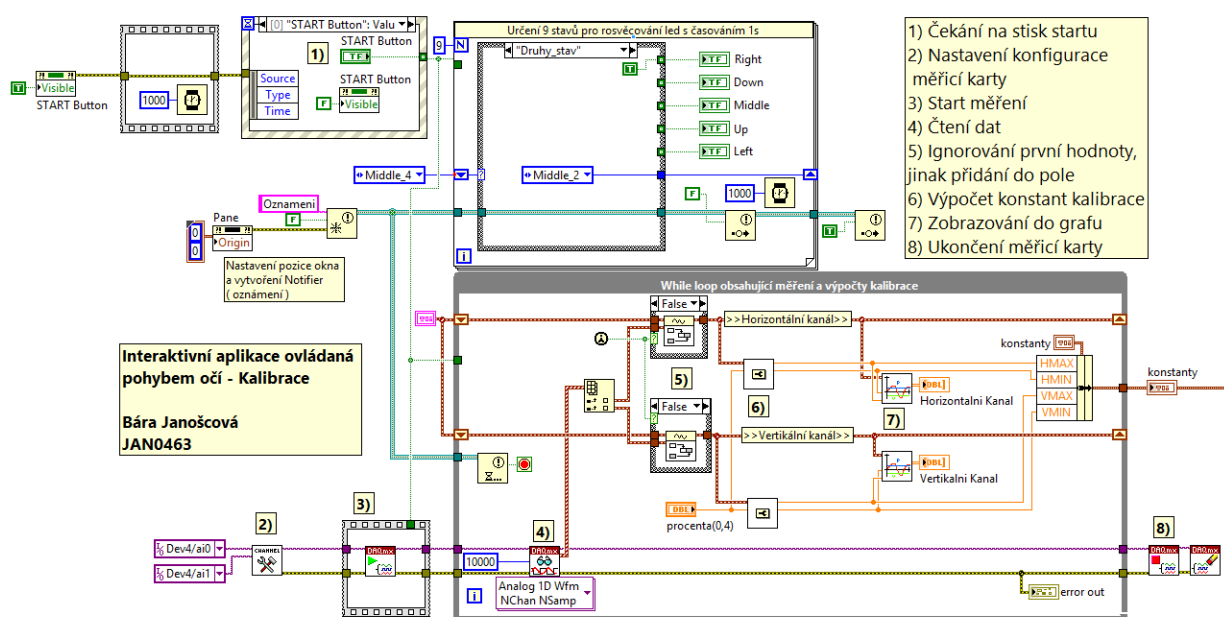
Jelikož každý člověk pohybuje očima odlišně, je nutné před hrou tyto pohyby změřit a vyhodnocená data předat do samotné hry. Tento proces není potřeba provést před každou novou hrou, ale stačí jej vykonat pouze před zapnutím první hry. Z toho důvodu byla kalibrace vytvořena jako samostatná aplikace. Algoritmus kalibrace je znázorněn na Obr. 20. Tyto stavy představují svítící LED diody, které indikují směry, kterými má uživatel směřovat pohled.



Obr. 20 Algoritmus kalibrace

Paralelně se sekvencí pro spouštění indikátorů na čelním panelu aplikace, probíhá smyčka pro měření a zpracování dat. Propojení těchto dvou paralelních procesů, je zajištěno pomocí funkce *Notifier*, která umožňuje předat data z jednoho paralelního procesu druhému. V tomto případě se z *For* smyčky předává informace o tom, zdali se ukončila sekvence, která navádí uživatele k daným očním pohybům.

Před započítáním samotné *While* smyčky, která provádí měření signálu pomocí zařízení ELVIS II, je nutné zařízení nakonfigurovat. Tuto činnost provádí SubVI *Nastaveni\_merici\_karty.vi*, které na kartě nastaví dva měřicí kanály na napěťové úrovně od 0 do 5 V s rozdílovým měřením napětí a vzorkovací frekvencí 10 ks/s. Toto SubVI vrací programu referenci na ELVIS II spolu s případnou vzniklou chybou. V průběhu *While* smyčky jsou prvně přečteny data z měřicí karty, která jsou dále přidána k již naměřeným hodnotám. V případě, že se jedná o první načtení dat z karty, jsou tato data ignorována, protože dochází k jejich znehodnocení vlivem pohybových artefaktů. V průběhu každé iterace se pomocí SubVI vypočte horní a dolní prahovací hodnota pro každý kanál. Hodnoty prahovacích úrovní jsou vypočteny na základě určení střední hodnoty naměřeného signálu, s přičtením/odečtením určité procentuální části.



Obr. 21 Program obsahující paralelní smyčky kalibrace

Po ukončení měření je uživatel dotázán, zdali chce naměřená data uložit. V případě kladné volby jsou hodnoty uloženy do textového konfiguračního souboru formátu ini, ze kterého jsou pak tyto data načtena do samotné hry, kde jsou dále použita jako prahovací hodnoty horizontálního a vertikálního kanálu. Příklad ini souboru:

```
;Marketa.ini
```

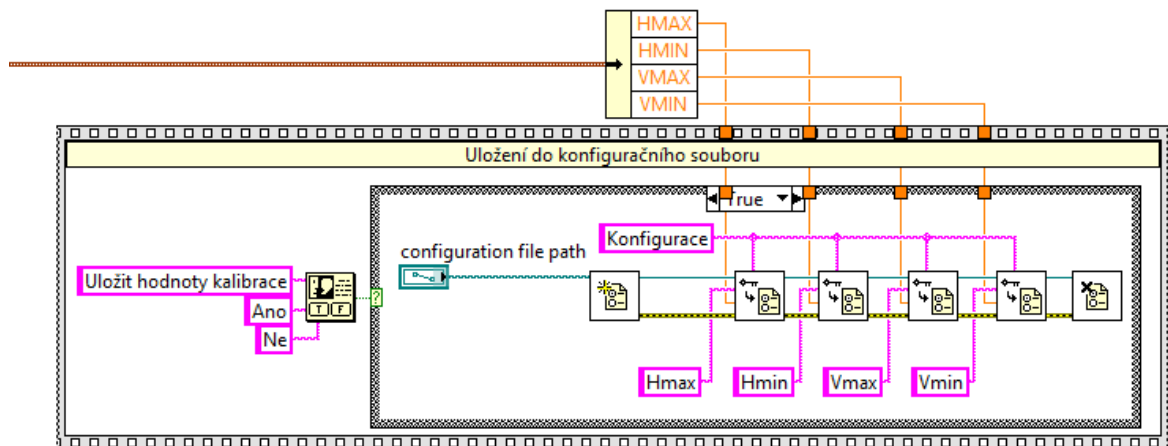
```
[Konfigurace]
```

```
Hmax = 2,342670 ;maximální prahovací hodnota horizontálního kanálu
```

```
Hmin = 2,324003 ;minimální prahovací hodnota horizontálního kanálu
```

```
Vmax = 2,719789 ;maximální prahovací hodnota vertikálního kanálu
```

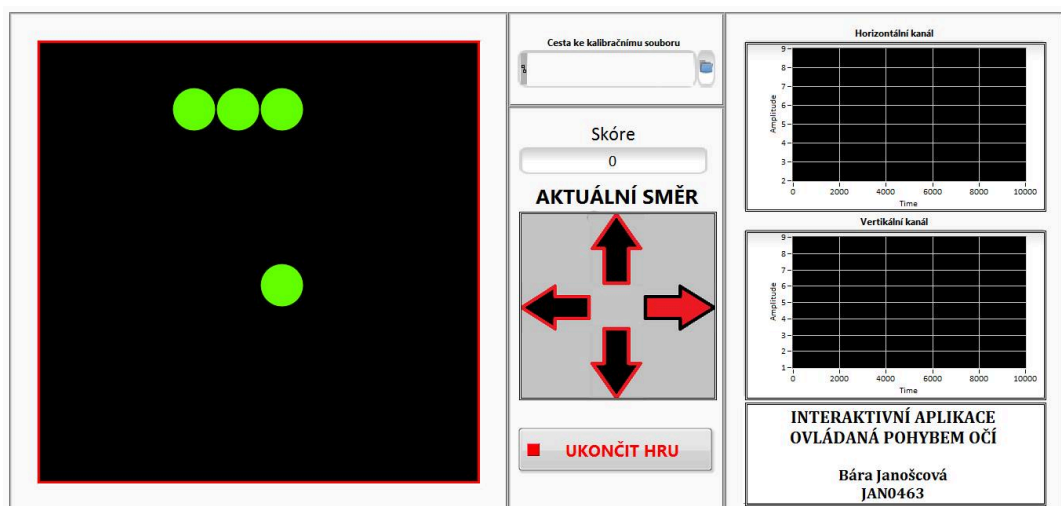
```
Vmin = 2,698118 ;minimální prahovací hodnota vertikálního kanálu
```



Obr. 22 Kód pro vložení hodnot do konfiguračního souboru

### 7.3 Ovládání hry SNAKE

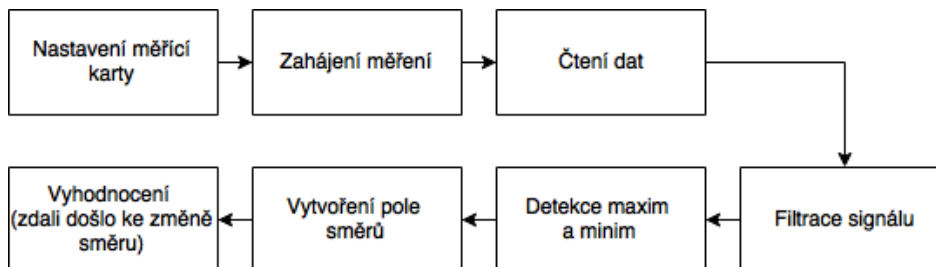
Výsledkem mé bakalářské práce je virtuální instrument *SNAKE.vi*, který spojuje bloky aplikace popsané v kapitole 7.1. do funkčního programu. Grafické uživatelské rozhraní je zobrazeno na Obr. 23. Toto VI využívá komponenty pro vyhodnocení signálu, manipulaci s hadem a výsledky zprostředkovává uživateli.



Obr. 23 Čelní panel aplikace

### 7.3.1 Algoritmus pro vyhodnocení signálu

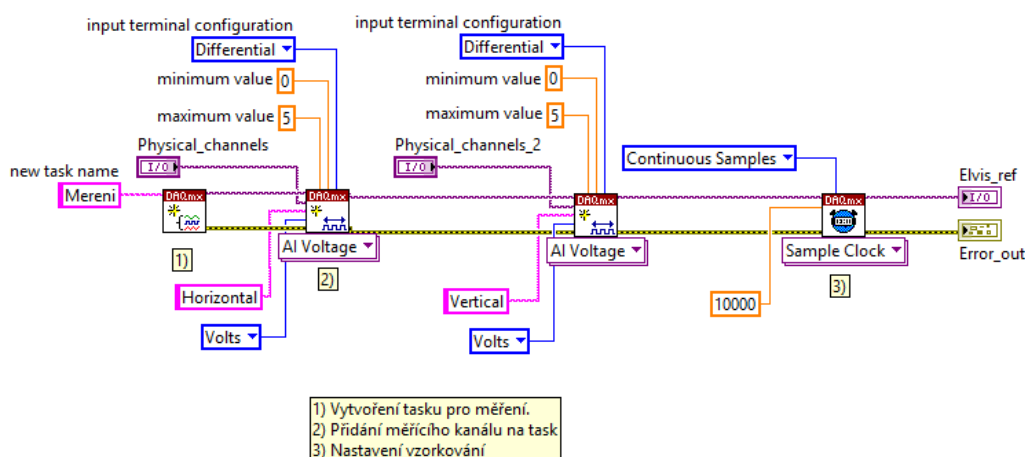
Jádrem celé aplikace je algoritmus pro měření signálu a jeho následného vyhodnocení za účelem detekce pohybu očí. Blokové schéma algoritmu je zobrazeno na Obr. 24 a dílčí prvky jsou popsány v následující části.



Obr. 24 Algoritmus pro vyhodnocení signálu

#### 7.3.1.1 Nastavení měřicí karty

Získání signálu je umožněno přes dva kanály (horizontální a vertikální), které jsou nastaveny do diferenčního módu. Tyto kanály jsou přizpůsobeny pro měření napětí v rozsahu 0 – 5 V. Pro získání kvalitního signálu je použit kontinuální mód se vzorkovací frekvencí 10 kS/s.



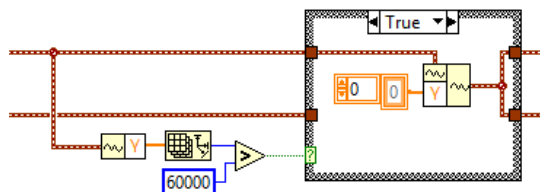
Obr. 25 Nastavení měřicí karty

#### 7.3.1.2 Měření signálu

Po správném nastavení měřicí karty dojde ke spuštění samotného měření, které je voláno *DAQmx Start Task.vi*. Tím je zapnuta hlavní *While* smyčka aplikace SNAKE. Na začátku každé iterace je přečteno 20 tisíc naměřených vzorků z každého kanálu měřicí karty (což odpovídá 2 s signálu při nastavení vzorkování 10 kS/s). Funkce pro čtení naměřených dat pracuje zároveň jako časování celé aplikace.

Data jsou pak čtena v jednorozměrném poli waveformu, což je datový typ, který obsahuje naměřené hodnoty, ale i informace o čase zahájení měření a o čase mezi jednotlivými vzorky. Každý jednotlivý element je poté přiřazen vertikálnímu nebo horizontálnímu kanálu. Nadále jsou tyto data přiřazena k již existujícím hodnotám.

V případě, že počet hodnot na jednom měřicím kanále uložených v aplikaci přesahuje mez 60 tisíc, dojde k vynulování pole hodnot.

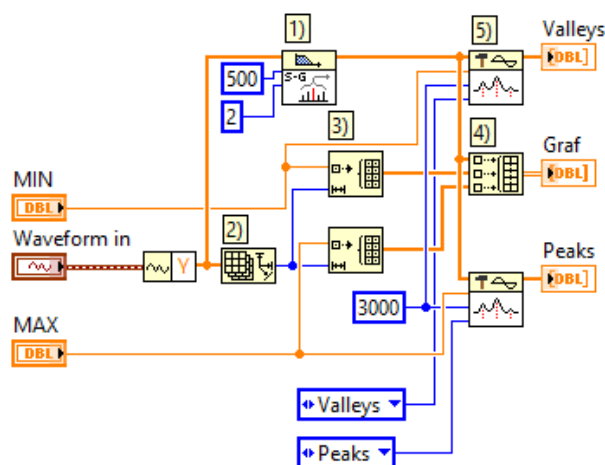


Obr. 26 Blokový diagram pro vynulování pole hodnot

### 7.3.2 Filtrace a detekce peaks a valleys

Pro filtraci a detekci peaks<sup>13</sup> a valleys<sup>14</sup> bylo vytvořeno SubVI *Detekce\_peaks\_valleys.vi*. Jelikož součástí vytvořeného hardwaru jsou již filtry typu dolních a horních propustí, je v softwarovém algoritmu použit jen Savitzky-Golay vyhlazovací filtr.

Po vyfiltrování signálu jsou výsledná data přivedena na funkci *Peak Detector.vi*. Jedná se funkci společnosti National Instrument, která je obsažena v knihovně Signal Processing. Pro správnou funkčnost algoritmu je nutno určit, zdali budou detekovány peaks nebo valleys, dále počet okolních hodnot, které jsou od nalezeného peaku ignorovány a také prahovací hodnota, která je získaná z kalibračního souboru. Výstupem funkce je jednorozměrné pole indexů, které odpovídají nalezeným peakům/valleys. Ty jsou dále předány do následujícího SubVI.



- 1) Vyhlazení signálu přes Savitzky-Golay filtr
- 2) Zjištění velikosti pole pro následnou inicializaci
- 3) Inicializace pole MIN/MAX hodnotou zjištěnou při kalibraci
- 4) Vytvoření pole s filtrovaným signálem a prahovacími úrovněmi -> zobrazení v grafu
- 5) Detekce peaks/valleys s ignorováním hodnot v rozsahu 3000 hodnot od posledního peaku/valleys

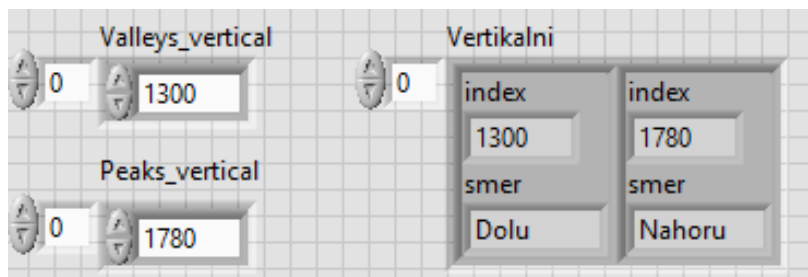
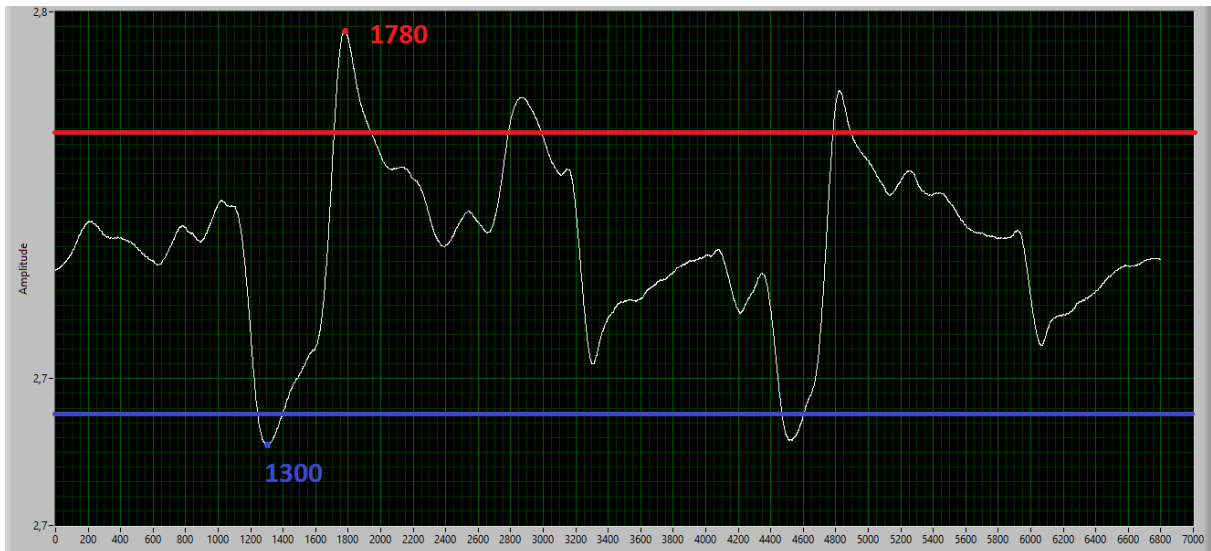
Obr. 27 Filtrace signálu a detekce peaks a valleys

<sup>13</sup> Peaks – kladné špičky signálu

<sup>14</sup> Valleys – záporné špičky signálu

### 7.3.3 Určení změny směru

Po nalezení indexů špiček dochází k vyhodnocení změny směru pohybu. Tato funkce je zajišťována dvěma SubVI, a to *Smery.vi* a *Urceni\_smeru.vi*. Výsledkem této části kódu je textový řetězec, který nabývá hodnoty dle patřičné změny směru (Nahoru, Dolu, Doprava, Doleva) nebo v případě, že nenastane správná kombinace směrů špiček, zůstává prázdný.



**Obr. 28** Příklad naměřeného signálu spolu s určením špiček a výsledné pole v programu

Funkce *Smery.vi* nejdříve převede jednorozměrné pole indexů z kanálů na cluster<sup>15</sup>, který obsahuje informaci o směru, ze kterého byly špičky nalezeny a údaj o jejich lokaci<sup>16</sup>. Následně je sestavené pole pro vertikální a horizontální kanál, které je nakonec seříděno. Pro příklad je uveden obrázek Obr. 28, kde je zobrazen průběh naměřeného a vyfiltrovaného signálu z vertikálně umístěných elektrod a ve výsledném poli byly tedy prvky s hodnotou „Dolu“ a indexem 1300 a hodnotou „Nahoru“ a indexem 1780.

Ze získaných polí pro vertikální a horizontální směr je nadále určena změna směru. Tato změna směru je určena tabulkou, která byla vytvořena na základě naměřených reálných průběhů signálů. Druhou nutnou podmínkou je, aby byl rozdíl indexů nižší než určená hranice.

<sup>15</sup> Cluster – je logická jednotka, která obsahuje různé datové typy.

<sup>16</sup> Lokace – odpovídá indexům, na kterých se nacházející detekované špičky signálu

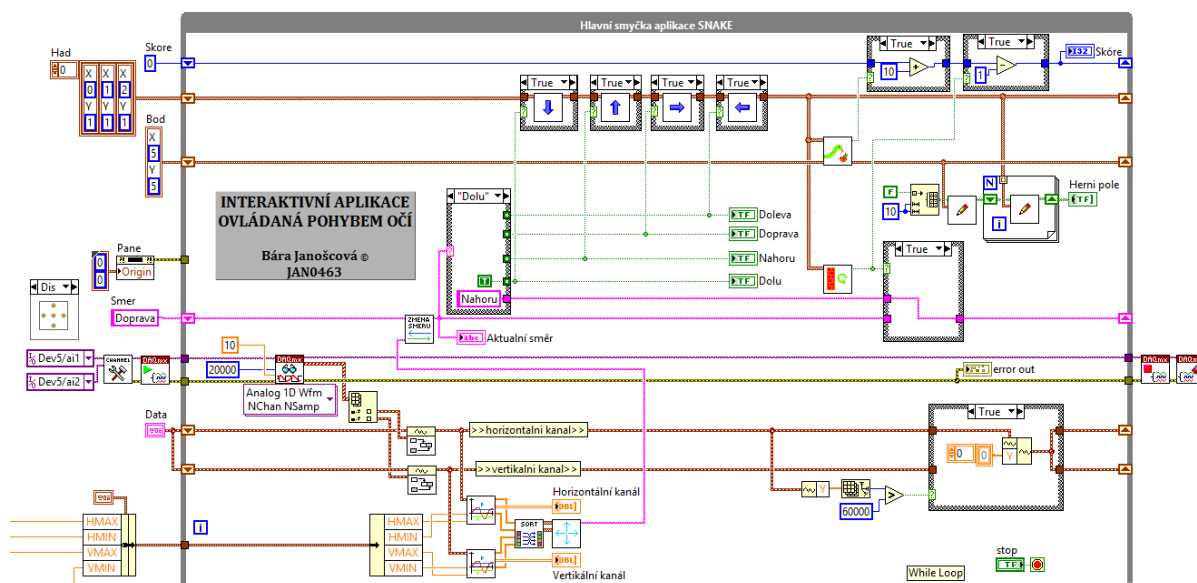
*Tab. 2 Rozhodovací tabulka změny směru*

Směr 1	Směr 2	Změna Směru
Nahoru	Nahoru	x
Nahoru	Dolu	Nahoru
Nahoru	Doprava	x
Nahoru	Doleva	x
Dolu	Nahoru	Dolu
Dolu	Dolu	x
Dolu	Doprava	x
Dolu	Doleva	x
Doprava	Nahoru	x
Doprava	Dolu	x
Doprava	Doprava	x
Doprava	Doleva	Doprava
Doleva	Nahoru	x
Doleva	Dolu	x
Doleva	Doprava	Doleva
Doleva	Doleva	x



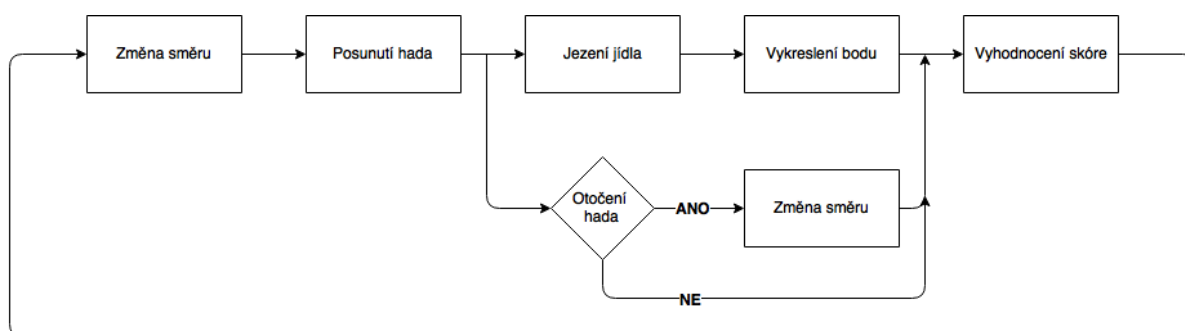
## 8 Hra SNAKE

Ve hře SNAKE uživatel ovládá sérii bodů, které tvoří hada. Cílem hry je nasbíráni co největšího počtu bodů, které představují „potravu“ hada. Na rozdíl od klasického hada, který byl představen roku 1976 na mincovních automatech, a který byl později zpopularizován především díky mobilním telefonům značky Nokia, se v této aplikaci jedná o jeho modifikaci. Změny ve hře jsou zapříčiněny principem ovládání očními pohyby. Jedná se o odstranění růstu hada při „sněžení“ bodu (pouze dochází k narůstání skóre), nedochází k ukončení hry při nárazu hada do zdi, ale k jeho otočení a taktéž není hra ukončena při pohybu hada do sebe samotného. Kód hlavního VI je znázorněn na Obr. 29.



Obr. 29 kód SNAKE.vi

Před započítáním hlavní smyčky aplikace SNAKE jsou nejprve ze souboru získána data z kalibračního souboru, dojde k nastavení měřicí karty, viz str. 36, vycentrování obrazovky GUI a k inicializaci *Shift* registrů na hodnoty pro start hry. Algoritmus hlavní smyčky *While* je zobrazen v blokovém diagramu na Obr. 30.



Obr. 30 Blokový diagram hry SNAKE

### 8.1 Hlavní proměnné programu

Pro správné fungování programu bylo nutné zajistit předávání klíčových proměnných mezi jednotlivými iteracemi smyčky. To bylo zprostředkováno pomocí *Shift* registrů. *Shift* registr

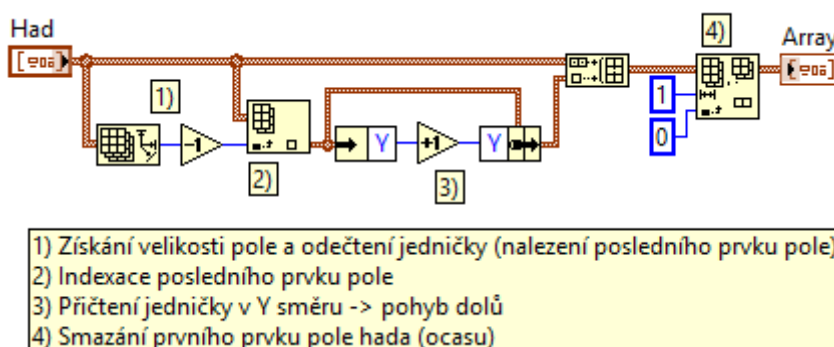
je zobrazen jako dvojice terminálu umístěných na protilehlých stranách smyčky. Terminál na pravé straně obsahuje šipku nahoru a slouží k uchování dat z právě ukončené iterace. LabVIEW poté předává data vstupu na protější straně. Tato data jsou pak využita jako počáteční podmínka následující smyčky. Výčet proměnných je zaznamenán v tabulce 3.

Tab. 3 Proměnné programu

Název	Datový typ	Využití
Skore	Int 32 <sup>17</sup>	Uchování aktuální hodnoty skóre
Bod	Cluster obsahující numerické hodnoty pro x a y souřadnice	Aktuální pozice bodu jídla
Had	1D pole bodů (cluster Bod)	Aktuální pozice bodů tvořících hada
Smer	String <sup>18</sup>	Uchování informace o směru hada
Data	Waveform <sup>19</sup>	Uchování naměřených dat

## 8.2 Realizace pohybu hada

Změna směru pohybu hada je realizována pomocí SubVI *Zmena\_smeru.vi*, do kterého vstupuje proměnná *Smer* a změna směru z vyhodnoceného signálu viz kapitola 7.3.3. Výstupní informace o aktuálním směru je dále zpracována v rozhodovací struktuře, která určí posunutí bodů v poli hada. K této změně dochází za pomoci skupiny SubVI obsažené ve složce *Pohyby\_smer*. Pro znázornění je vybráno SubVI *Pohyb\_dolu.vi*.



Obr. 31 Kód pro pohyb hada směrem dolů

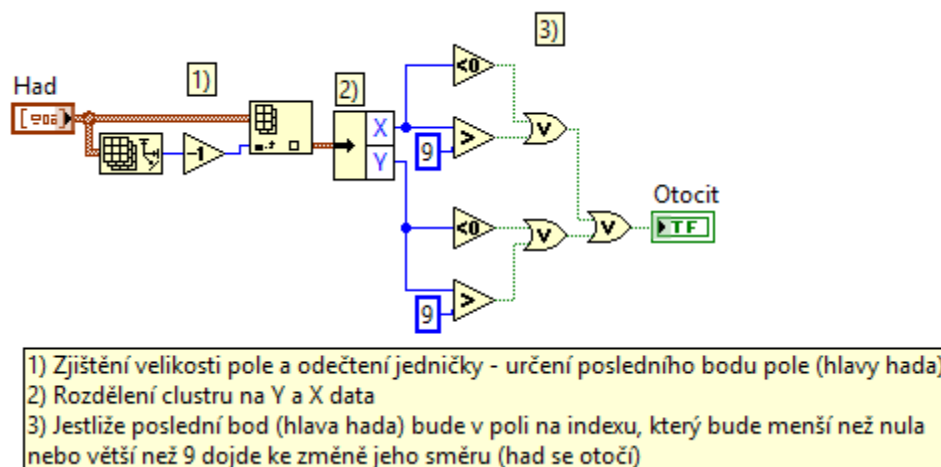
Algoritmus pohybu hada v určitém směru, který je znázorněn na Obr. 31, je pro všechna SubVI stejný. Výjimku tvoří pouze třetí bod popisku kódu, který je měněn v závislosti na vyhodnoceném směru pohybu hada.

Pro otočení hada je použita rozhodovací struktura, která na základě hodnoty „Otocit“ vystupující ze SubVI *Otoceni\_hada.vi*, která může nabývat hodnoty 1/0, určí finální směr hada na konci dané iterace. V případě, že se má had otočit je na výstup dodána inverzní hodnota aktuálního směru. Vyhodnocení pro otočení hada je zajištěno pomocí kódu, který je znázorněn na Obr 32. K otočení hada dojde za podmínky, jestliže poslední bod pole hada (hlava hada) bude mít X nebo Y souřadnici mimo herní pole.

<sup>17</sup> Int 32 – numerický datový typ s velikostí 4 B dovolující záporné hodnoty

<sup>18</sup> String – datový typ textového řetězce

<sup>19</sup> Waveform – cluster obsahující informace o naměřeném signálu

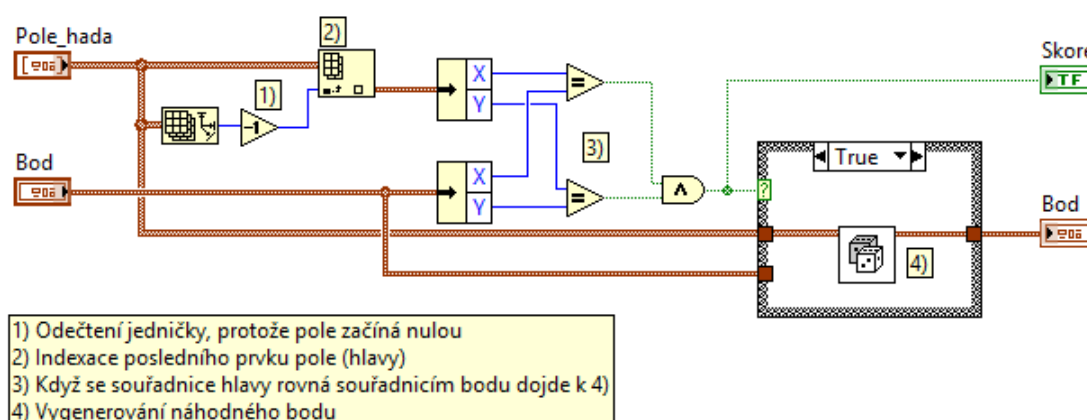


Obr. 32 Otoceni\_hada.vi

### 8.3 Práce s body ve hře

Mimo funkci pro pohyb hada jsou ve hře obsaženy taktéž SubVI pro práci s bodem, který představuje potravu pro hada. Počáteční lokalizace bodu je dána inicializací posuvného registru na souřadnici 5 x 5 v herním poli.

Cílem hry je, aby had snědl potravu. Tato podmínka je splněna, když se souřadnice hlavy hada a bodu sobě rovnají. Vyhodnocení je provedeno pomocí algoritmu naprogramovaného v SubVI *jezeni\_jidla.vi* zobrazeného na Obr. 33. Kromě této funkce je součástí SubVI další podprogram *Generovani\_nahodneho\_bodu.vi*, které generuje novou, náhodnou souřadnici bodu potravy. Zároveň dochází k ověření podmínky, jestli se nově vygenerovaný bod nachází mimo aktuální pozici hada.

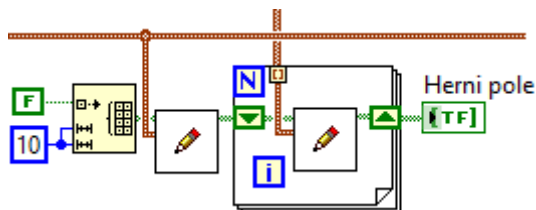


Obr. 33 Blokový diagram SubVI Jezeni\_jidla.vi

Na konci celé iterace dochází k vytvoření herního pole o rozměru 10 x 10 sestavené z booleanů<sup>20</sup> a každý element je inicializován na hodnotu 0. Pro změnu této hodnoty je vytvořené SubVI *Vykresleni\_bodu.vi*, do kterého vstupuje celé herní pole spolu se souřadnicí bodu. Na souřadnici bodu

<sup>20</sup> Boolean – logický datový typ, reprezentovaný jednou ze dvou hodnot (1/0)

je pak hodnota 0 přepsána na hodnotu 1. Pro vykreslení hada je potřeba smyčky *For*, která díky své vlastnosti autoindexace pole umožní zpracovávat dílčí body hada. Ty jsou do pole vkresleny pomocí Shift registru. Výsledek je poté zapsán do indikátoru herního pole a zobrazen na čelní panelu aplikace. Tato sekce je znázorněna na Obr. 34.



*Obr. 34* Sekce pro vykreslení bodu do pole

## 8.4 Instrukce ke hře

Před započítím hry je nutné uživatele obeznámit s fungováním interaktivní aplikace. V pravé části čelního panelu jsou umístěny grafy, které zobrazují signál a prahovací úroveň pro horizontální a vertikální kanál. Jestliže se snímaný signál nachází v těchto prahovacích mezích, je vše v pořádku. V opačném případě mohlo dojít k znehodnocení signálu například pohybovými artefakty nebo nesprávně zvoleným kalibračním souborem a je nutné restartování hry. Uživateli je také poskytnuta zpětná vazba pohybu hada, a to pomocí indikátorů, které určují jeho aktuální směr. Pro hratelnost je potřeba, aby byl uživatel v naprostém klidu a plně se soustředil na hru.

## 9 Závěr

Elektrookulografie je neinvazivní metoda snímání elektrické aktivity očí. S pokrokem moderních technologií se tento princip stal perspektivní možností pro využití v ovládání interaktivních aplikací.

Součástí teoretické části byla i rešerše, která byla zpracována pro získání nových informací o vývoji metody elektrookulografie, o principech měření a snímání EOG signálu spolu s jeho vyhodnocením a použitím v různých aplikacích. Aplikace zmíněné v článkách jsou srovnatelné svými principy s cílem mé bakalářské práce, a proto byly vhodným výchozím a inspiračním bodem pro realizaci praktické části.

V další části mé bakalářské práce je nejprve navržen a poté i realizován hardwarový biozesilovač. Toto zařízení umožňuje prostřednictvím pěti elektrod snímání elektrookulografického potenciálu. Přístroj obsahuje vstupy pro horizontální a vertikální kanál a svorku pro připojení referenční elektrody. Součástí zapojení jsou aktivní a pasivní filtry, které slouží pro odstranění stejnosměrné složky signálu nebo pohybových artefaktů. Uživateli je taktéž zprostředkována informace o aktuálním stavu baterie v zařízení a o jeho aktivním stavu. Obvod je napájen z 9 V baterie. Napětí je poté stabilizováno na 5 V, a proto je zařízení vhodné pro použití v biomedicínských aplikacích.

Pro vytvoření interaktivní aplikace bylo zvoleno vývojové prostředí LabVIEW. Jedná se o programovací jazyk typu G, který umožňuje uživateli vytvářet kód za pomoci ikon a virtuálních drátů. Elektrookulografický signál je v aplikaci přečten z měřicí karty nebo ze zařízení NI ELVIS II a je nadále zpracováván. Vyhodnocení signálu je založeno na nalezení vrcholů navzorkovaného signálu, které jsou detekovány nad/pod prahovací úrovněmi, které jsou získány pomocí kalibrace. Kalibrace tvoří dílčí část softwaru hry.

Zvoleným konceptem aplikace byla hra SNAKE, která nejvíce vyhovovala nárokům interaktivní aplikace. Tato hra je ovšem modifikací klasického hada, protože ovládání očními pohyby není tak jednoduché. Jedná se o zrušení prohry při nárazu do zdi a při nárazu hada do sebe samotného. I když případ naražení hada do zdi neznamena ukončení hry, je uživatel adekvátně penalizován zápornými body.

Při realizaci této bakalářské práce jsem si vyzkoušela tvorbu reálného projektu a získala cenné znalosti a dovednosti jak v oblasti návrhu hardwaru, tak i při tvorbě softwaru. Tyto nabyté zkušenosti bych ráda využila v navazujícím magisterském studiu, kde se mohu dále rozvíjet a taktéž mohu posunout tuto práci na vyšší úroveň, například přidáním různých herních módů, úrovní či principů.

## 10 Použitá literatura

- [1] ELIŠKOVÁ, Miloslava a Ondřej NAŇKA. *Přehled anatomie. Vyd. 1.* Praha: Karolinum, 2006, 309 s. ISBN 9788024612164.
- [2] HROMÁDKOVÁ, Lada. *Šilhání*. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2011, 162 s. ISBN 978-80-7013-530-3.
- [3] HERŮFKOVÁ, Šárka. *Paralytický strabismus v dětském věku, příčiny a výsledky léčby*. 2014, 88 l.
- [4] VOJTÍŠEK, Jiří. *Systém pro sledování pohybu očí*. 2011, 61 l.
- [5] MRÁZKOVÁ, Tereza. *Progresivní a degresivní brýlové čočky: Aplikace vhodného typu dle individuálních parametrů klienta* [online]. Brno, 2015 [cit. 2015-09-05]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/th/395234/lf\\_b/Progresivni\\_a\\_degresivni\\_brylove\\_cocky-\\_aplikace\\_vhodneho\\_typu\\_dle\\_individualnich\\_parametru\\_klie.pdf](https://is.muni.cz/th/395234/lf_b/Progresivni_a_degresivni_brylove_cocky-_aplikace_vhodneho_typu_dle_individualnich_parametru_klie.pdf). Bakalářská práce. Masarykova
- [6] JOŠT, Jiří. *Oční pohyby, čtení a dyslexie*. 1. vyd. Praha: Fortuna, 2009, 173 s. ISBN 978- 80-7373-055-0.
- [7] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění. 2., dopl. a přeprac. vyd.* Praha: Grada, 2014, 96 s., xi s. obr. příl. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [8] NAVRÁTILOVÁ, Denisa. *Fyziologie a patologie předního segmentu oka v kontaktologii*. Brno, 2006. Dostupné také z: [https://is.muni.cz/th/101076/lf\\_b/diplomova\\_prace.txt](https://is.muni.cz/th/101076/lf_b/diplomova_prace.txt). Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně.
- [9] BORTFELD, Heather a Aparna NADIG. Visual Pathways. In: *Approaches to the Mind: Introduction to Cognitive Science* [online]. 2000 [cit. 2015-09-25]. Dostupné z: <http://www.cog.brown.edu/courses/cg0001/lectures/visualpaths.html>
- [10] [SKORKOVSKÁ, Šárka a Miloš HAVLÍČEK. *Klinika nemocí očních a optometrie, fn u sv. Anny, brno. Sofistikované techniky vyšetření sítnice*. MLADÁFRONTA A. S. *Zdravotnictví a medicína* [online]. 2015 [cit. 2015-09-25]. Dostupné z: [http://zdravi.e15.cz/clanky/komentare/138175?seo\\_name=priloha-lekarske-listy](http://zdravi.e15.cz/clanky/komentare/138175?seo_name=priloha-lekarske-listy)
- [11] PROKEŠOVÁ, Hana. *Membránové potenciály*. Praha, 2005. Seminární práce. Univerzita Karlova 3. Lékařská fakulta.
- [12] Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. *Elektrookulografie* [online]. 2013 [cit. 2015-09-05]. Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-klinickych-a-preklinickych-oboru/import/manual-frvs/08\\_elektrookulografie.pdf/view](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-klinickych-a-preklinickych-oboru/import/manual-frvs/08_elektrookulografie.pdf/view)
- [13] Department of physiology and neurobiology, Eötvös Loránd university. *Electrooculography (EOG) with the Biopac recording system: Chapter 9. Investigating human perception – physical and physiological tests* [online]. 2013 [cit. 2015-09-05]. Dostupné z: [http://ttktamop.elte.hu/online-tananyagok/physiology\\_practical/ch09s06.html](http://ttktamop.elte.hu/online-tananyagok/physiology_practical/ch09s06.html)

- [14] MARMOR, Michael F., (for the International Society for Clinical Electrophysiology of vision), Mitchell G. BRIGELL, Daphne L. MCCULLOCH, Carol A. WESTALL a Michael BACH. *ISCEV standard for clinical electro-oculography* (2010 update). Documenta Ophthalmologica [online]. 2011, 122(1): 1-7 [cit. 2015-09-05]. DOI: 10.1007/s10633-011-9259-0.
- [15] PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd.* Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
- [16] NĚMCOVÁ, Andrea. *Hodnocení únavy pomocí elektrookulografie*. Brno, 2014. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=82786](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=82786). Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [17] MOŠNEROVÁ, Jitka. *Praktické postupy v elektrookulografii*. Brno, 2012. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=52344](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=52344). Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [18] BULLING, by Andreas. *Eye movement analysis for context inference and cognitive-awareness: wearable sensing and activity recognition using electrooculography*. S.l.: [s.n.], 2010. ISBN 9783909386345.
- [19] SINGH, a Jaswinder SINGH. A review on electrooculography. *A REVIEW ON ELECTROOCULOGRAPHY* [online]. 2012, (IV) [cit. 2015-09-05]. ISSN 0976-3945. Dostupné z: <http://www.technicaljournalsonline.com/ijeat/VOL%20III/IJAET%20VOL%20III%20ISSUE%20IV%20%20OCTOBER%20DECEMBER%202012/Article%2027%20Vol%20III%20issue%20IV%202012.pdf>
- [20] University of Liverpool - A member of the Russell group. *The parameters of eye movement* [online]. [cit. 2015-09-05]. Dostupné z: <http://www.liv.ac.uk/~pcknox/teaching/Eymovs/params.htm#top>
- [21] BULLING, Andreas, Jamie A WARD, Hans GELLERSEN a Gerhard TRÖSTER. *Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence [online]. 2011, 33(4): 741-753 [cit. 2015-09-05]. DOI: 10.1109/tpami.2010.86.
- [22] PRUTCHI, David a Michael NORRIS. Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of medical devices. Hoboken, N.J.: Wiley-Interscience, c2005. ISBN 0471676233.
- [23] LARSEN, Ronald W. LabVIEW for engineers. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall/Pearson, c2011. ISBN 0136094295.

## 10.1 Použité zdroje článků

- [24] YANG, Qing, Maria Pia BUCCI a ZoïKAPOULA. *The Latency of Saccades, Vergence, and Combined Eye Movements in Children and in Adults*.
- [25] SCHNEIDER, E., BARTL, K., WALLHOFF, F., BRANDT, T. a . ROBOTICS AND BIOMIMETICS (ROBIO), 2009 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON. *Experimental platform for Wizard-of-Oz evaluations of biomimetic active vision in robots* [online]. Guilin, 2009, 1484 - 1489 [cit. 2015-06-21]. ISBN 978-1-4244-4775-6.
- [26] NĚMCOVÁ, Andrea, Oto JANOUŠEK a Martin VÍTEK. Hodnocení únavy pomocí elektrookulografie. *Elektrorevue*. Vol.16, NO.5. 2014, 16(5). ISSN 1213-1539.
- [27] TUNHUA, Wu, Bai BAO GANG, Zhou CHANGLE, LiSHAOZI a Lin KUNHUI. SCH. OF INF. & ENG., WENZHOU MED. COLL., WENZHOU, CHINA. *Real-time non-intrusive eye tracking for human-computer interaction* [online]. Hefei, 2010, 1092 - 1096 [cit. 2015-06-21]. ISBN 978-1-4244-6002-1.
- [28] SWAMI, P. a T.K. GANDHI. CENTRE FOR BIOMED. ENG., INDIAN INST. OF TECHNOL., NEW DELHI, NEW DELHI, INDIA. *Assistive communication system for speech disabled patients based on electro-oculogram character recognition* [online]. New Delhi, 2014, 373 - 376 [cit. 2015-06-21]. ISBN 978-93-80544-10-6.
- [29] DHILLON, Hari Singh, Rajesh SINGLA, Navleen Singh REKHI a Rameshwar JHA. EOG and EMG based virtual keyboard: A brain-computer interface. In: *2009 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology* [online]. 2009 [cit. 2015-07-02]. DOI: 10.1109/iccsit.2009.5234951.
- [30] VIJAYPRASATH, S., R. SUKANESH a S. PalanivelRAJAN. Experimental explorations on EOG signal processing for realtime applications in labview. In: *2012 IEEE International Conference on Advanced Communication Control and Computing Technologies (ICACCCT)* [online]. 2012 [cit. 2015-07-02]. DOI: 10.1109/icaccct.2012.6320743.
- [31] TSAI, J., et al. A feasibility study of an eye-writing system based on electro-oculography. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2008, 28.1: 39.



## **Seznam příloh**

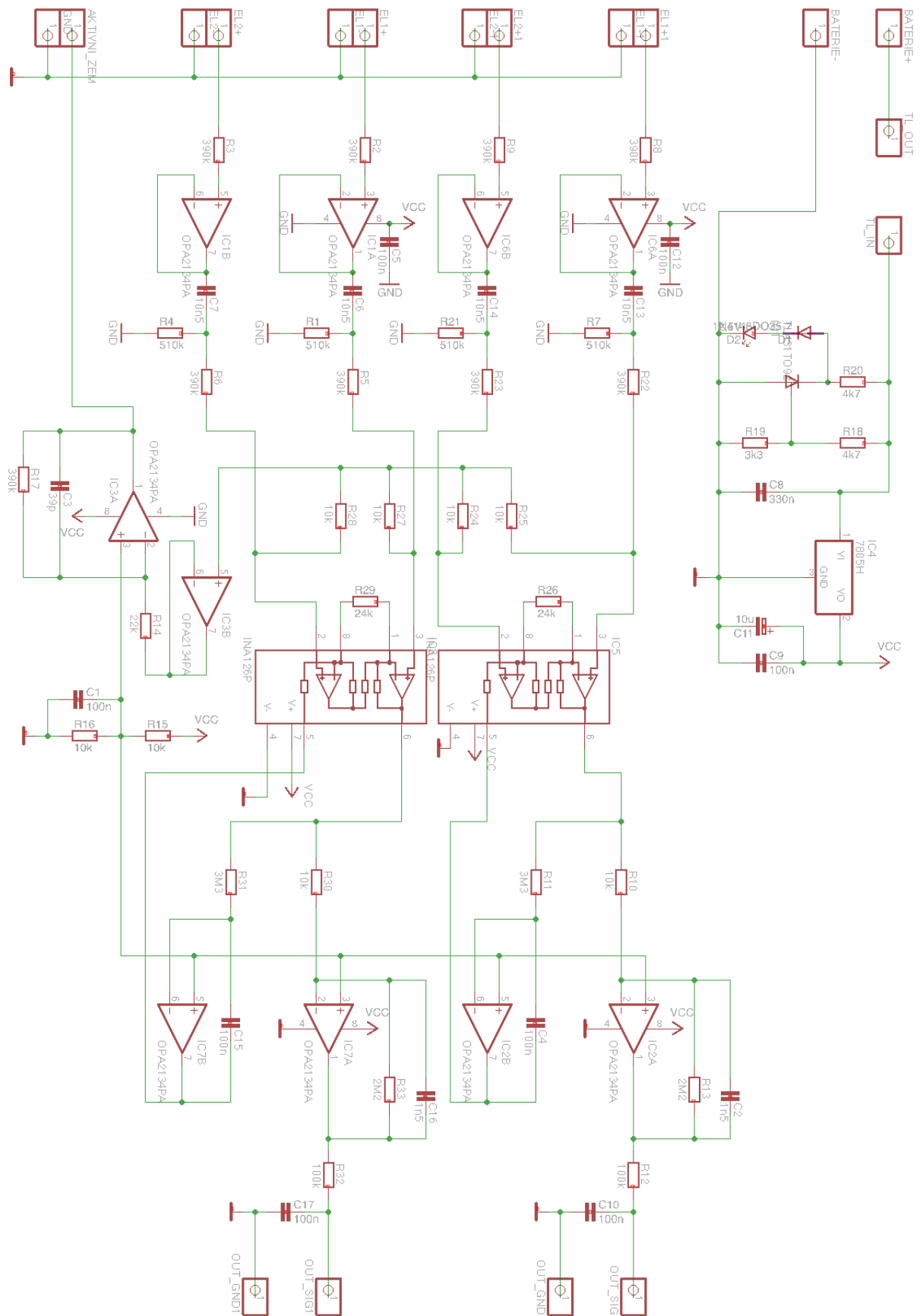
***Příloha I** Obvodové schéma elektrookulografu*

***Příloha II** Deska plošných spojů*

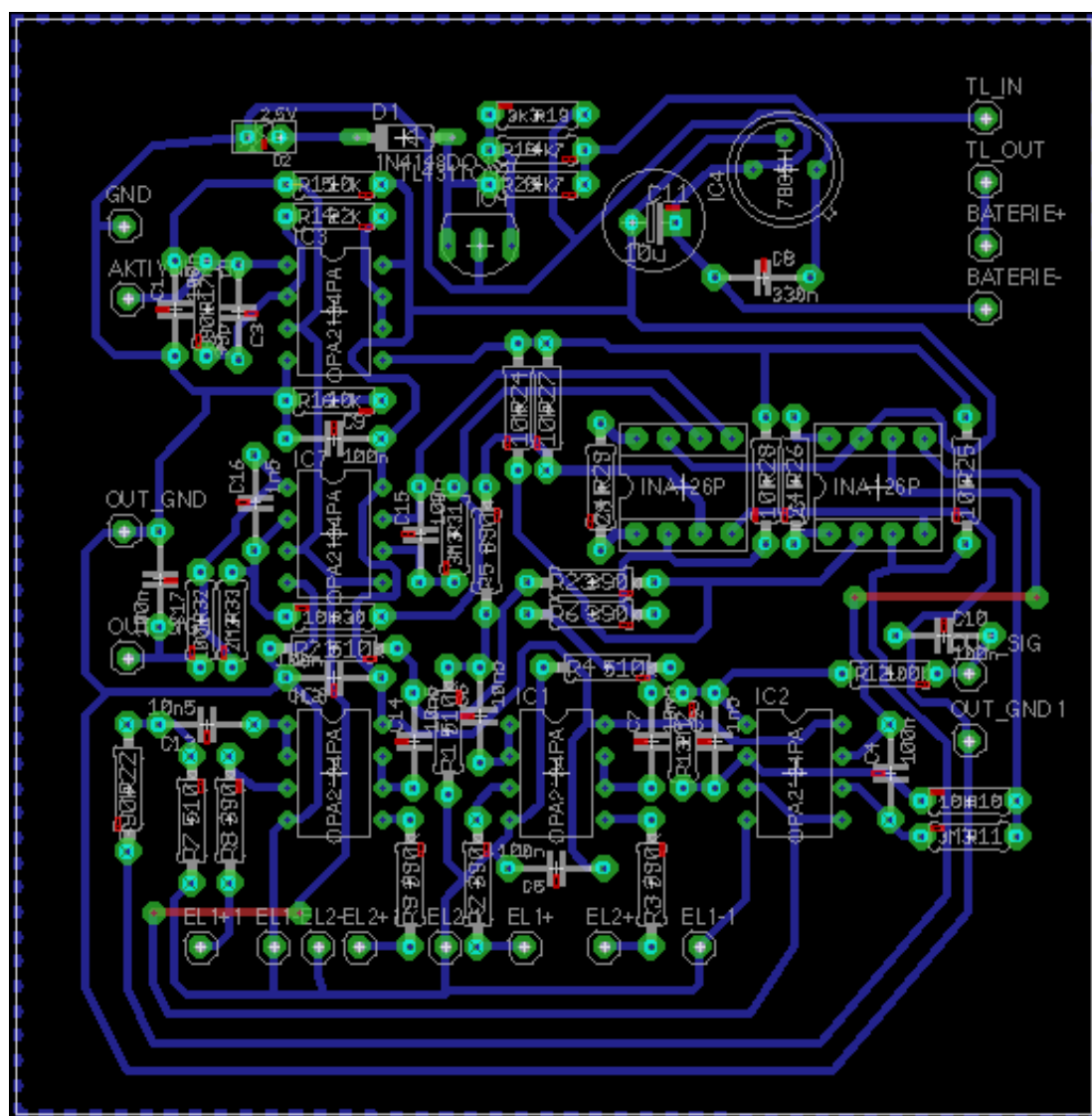
***Příloha III** Fotografická dokumentace výroby desky plošných spojů*

***Příloha IV** CD*

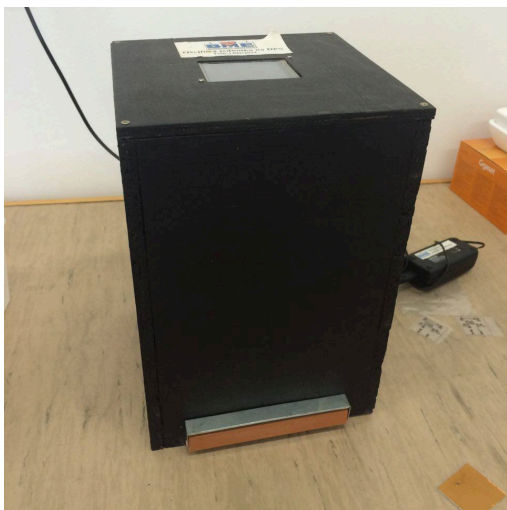
# *Příloha I Obvodové schéma elektrookulografu*



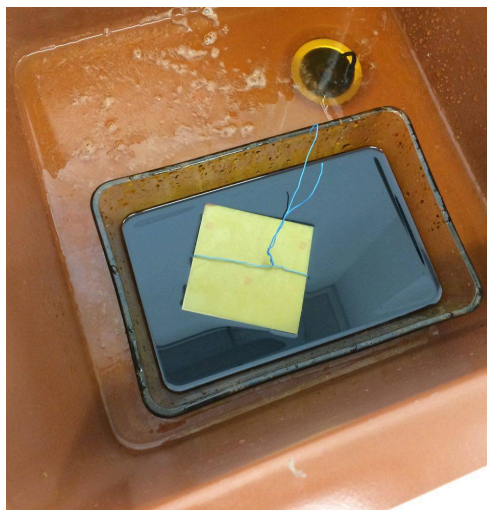
## Příloha II Deska plošných spojů



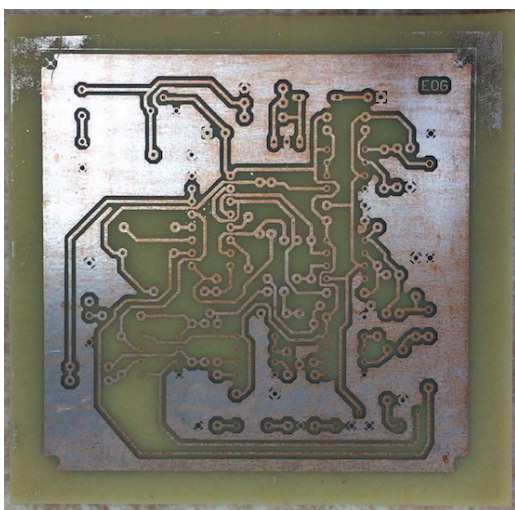
### ***Příloha III Fotografická dokumentace výroby desky plošných spojů***



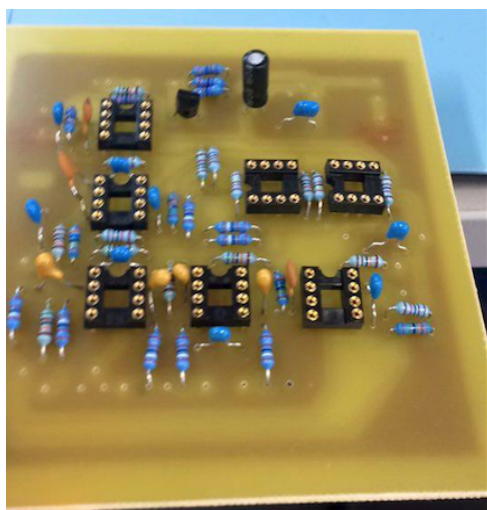
***Obrázek 1** Osvětlovací jednotka*



***Obrázek 2** Leptání desky plošných spojů*



***Obrázek 3** Deska plošných spojů*



***Obrázek 4** Osazení DPS součástkami*

## ***Příloha IV CD***

Příložené CD obsahuje:

- zdrojový kód aplikace SNAKE
- zdrojový kód aplikace pro kalibraci
- aplikaci SNAKE
- aplikaci pro kalibraci
- obvodové schéma a DPS v programu Eagle 7.4.0
- video hry